

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ À

L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR STEEVE ASSELIN

PRÉSENTATION D'UNE NOUVELLE APPROCHE POUR L'ÉVALUATION

FONCTIONNELLE DES MUSCLES DU DOS

AVRIL 1991

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

RÉSUMÉ

En dépit du développement de la technologie et de l'automatisation, la Commission de la Santé et de la Sécurité au Travail du Québec (CSST) a observé, en 1984, une augmentation des lésions corporelles de 20.9 % par rapport à 1982. Des 721.8 \$ millions déboursés, en 1984 pour compensation salariale, 194.2 \$ millions (26.9 %) étaient versés pour cause d'incapacité permanente. Les lésions au niveau de la colonne lombaire ont compté pour 28.5 % de ce montant (Spitzer, Leblanc et Dupuis 1987). L'objectif de cette étude est de vérifier si la comparaison descriptive des courbes d'activation musculaire des erector spinae, enregistrées pendant l'exécution d'activités journalières, peut être utilisée dans le cadre d'une évaluation des limitations fonctionnelles d'un patient ayant un déficit anatomo-physiologique connu. L'utilisation de cette approche d'évaluation, avec la validation croisée comme analyse statistique, permettrait une objectivation de cette évaluation qui s'avère être la plus onéreuse socialement. Trois patients ayant une pathologie reconnue médicalement ont participé à cette étude. L'activité électromyographique des erector spinae gauche et droit et le déplacement angulaire de la hanche droite, sont enregistrés pendant l'exécution des activités journalières suivantes: marcher (avec et sans masse à transporter), flexion et extension du tronc en supportant une masse de 22.7 kg. Les résultats obtenus pour chaque patient sont comparés aux résultats correspondants obtenus sur un échantillon normal, composé de 10 sujets mâles, âgés de 18 à 35 ans.

Les résultats de l'étude permettent de conclure que l'instrument de décision choisi pour l'évaluation fonctionnelle d'un patient, à savoir les courbes d'activation musculaire, est valide. La comparaison qualitative, combinée à la validation croisée, a permis d'établir les limitations fonctionnelles de chaque patient.

Les études ultérieures sur l'utilisation de l'activation musculaire pour l'évaluation

des limitations fonctionnelles devront se concentrer sur l'établissement d'une approche statistique permettant d'objectiver et surtout de quantifier la comparaison entre un patient et la population normale. Cette approche devra tenir compte de la corrélation temporelle entre les diverses mesures de l'activation musculaire et permettre un jugement critérié et rapide des limitations fonctionnelles du patient.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
Résumé.ii
Table des matièresiv
Liste des tableaux.vi
Liste des figures.vii
Chapitre I. INTRODUCTION.	1
Chapitre II. METHODOLOGIE.	12
Les sujets.	12
La mise en place des électrodes.	12
L'enregistrement de l'électromyographie.	13
L'enregistrement des déplacements.	13
Description des activités.	13
Marcher	14
La flexion et l'extension du tronc.	15
Analyse des résultats.	15
Analyse statistique.	16
Chapitre III. RESULTATS ET DISCUSSION.	18
Présentation des résultats de la validation croisée	18
Discussion sur la validité de l'instrument choisi.	23
Application clinique de l'instrument de décision	26
Références.	36
Annexe 1	
Questionnaire médical rempli par le sujet	A-42
Annexe 2	
Tableau des chiffres aléatoires	A-46
Annexe 3	
Figures montrant la comparaison des courbes d'activations de chaque sujet pour chaque activité avec les courbes correspondantes de notre échantillon normal	A-49

Annexe 4

Exemplaire de l'examen effectué par les trois juges. A-62

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1: Caractéristiques des sujets.	12
Tableau 2: Résultats de la validation croisée pour le cas #1.	21
Tableau 3: Résultats de la validation croisée pour le cas #2.	23
Tableau 4: Résultats de la validation croisée pour le cas #3.	24
Tableau 5A: Assignation aléatoire de la lettre rattachée au vrai pathologique pour les activités MSC et MAC.	A-47
Tableau 5B: Assignation aléatoire de la lettre rattachée au vrai pathologique pour les activités FTDA et ETDA.	A-47
Tableau 6A: Assignation aléatoire du sujet-cible pour l'établissement des courbes de référence pour les activités MSC et MAC.	A-48
Tableau 6B: Assignation aléatoire du sujet-cible pour l'établissement des courbes de référence pour les activités FTDA et ETDA.	A-48

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1: Représentation schématique de l'électrogoniomètre pour le déplacement angulaire de la hanche.	14
Figure 2: Représentation schématique de la marche avec une masse de 22.7 kg dans les bras.	15
Figure 3: Représentation graphique d'un procédé statistique suggéré.	32
Figure 4: Représentation graphique de l'approche statistique impliquant la bande de probabilité	33
Figure 5: Représentation schématique de la flexion et de l'extension du tronc avec une masse de 22.7 kg dans les bras.	16
Figure 6: Résultats obtenus pour le cas no 1 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher sans charge.	A-50
Figure 7: Résultats obtenus pour le cas no 1 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher avec une masse de 22.7 kg	A-51
Figure 8: Résultats obtenus pour le cas no 1 pendant l'exécution de l'activité consistant à fléchir le tronc avec une masse de 22.7 kg	A-52
Figure 9: Résultats obtenus pour le cas no 1 pendant l'exécution de l'activité consistant à extensionner le tronc avec une masse de 22.7 kg	A-53
Figure 10: Résultats obtenus pour le cas no 2 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher sans charge.	A-54
Figure 11: Résultats obtenus pour le cas no 2 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher avec une masse de 22.7 kg	A-55
Figure 12: Résultats obtenus pour le cas no 2 pendant l'exécution de l'activité consistant à fléchir le tronc avec une masse de 22.7 kg	A-56

Figure 13: Résultats obtenus pour le cas no 2 pendant l'exécution de l'activité consistant à extensionner le tronc avec une masse de 22.7 kg	A-57
Figure 14: Résultats obtenus pour le cas no 3 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher sans charge.	A-58
Figure 15: Résultats obtenus pour le cas no pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher avec une masse de 22.7 kg	A-59
Figure 16: Résultats obtenus pour le cas no 3 pendant l'exécution de l'activité consistant à fléchir le tronc avec une masse de 22.7 kg	A-60
Figure 17: Résultats obtenus pour le cas no 3 pendant l'exécution de l'activité consistant à extensionner le tronc avec une masse de 22.7 kg	A-61

CHAPITRE I

INTRODUCTION

Depuis août 1985, c'est le rapport médical et l'opinion du médecin en charge qui servent à établir le versement des bénéfices au travailleur ayant eu un accident de travail. Au sujet des questions d'ordre médical, la Commission de la Santé et de la Sécurité au Travail (CSST) est liée à l'opinion du médecin traitant, et ce, en regard des cinq points suivants:

1. Le diagnostic;
2. La date prévisible de consolidation de la lésion;
3. La nature, la nécessité, la suffisance ou la durée des soins ou des traitements administrés, ou prescrits;
4. L'existence ou le degré d'atteinte permanente à l'intégrité physique ou psychique du travailleur (DAP);
5. L'existence ou le degré des limitations fonctionnelles du travailleur, son incapacité permanente.

Les trois premiers points sont inclus dans l'attestation médicale remise au travailleur dès qu'il est évalué suite à un accident du travail.

Le quatrième point, l'évaluation du Déficit Anatomo-Physiologique (DAP) est évalué à l'aide d'un barème mis au point et publié par la CSST, en 1982. Cette évaluation se fait lorsque la blessure est consolidée et tient compte des lésions et traitements suivis par le patient. L'évaluation du DAP constitue un examen purement médical que

seul le médecin est habilité à effectuer.

Le cinquième point, les limitations fonctionnelles de l'accidenté, sont évaluées en fonction des résultats de l'examen clinique et du DAP. La difficulté de cette approche réside dans le fait qu'il existe souvent une différence appréciable entre ce qui est rapporté par le patient et la perte réelle des fonctions (Spitzer et al. 1987). Le coefficient de corrélation estimé entre le rapport subjectif du patient et le taux réel d'incapacité permanente n'est d'ailleurs que de 0.44 (Waddell 1987). En conséquence, si l'établissement du DAP est basé sur des limitations structurelles objectives (amplitude articulaire, type de chirurgie subite, partie du corps affectée, résultats radiologiques, etc.), l'évaluation de l'incapacité permanente se fonde principalement sur le compte rendu que donne le patient au médecin. En l'absence d'outil pertinent d'évaluation pour vérifier les allégations du patient, le médecin se voit alors fréquemment dans l'obligation de suggérer une réponse subjective, voire intuitive (Mooney 1987). En vue d'accroître l'objectivité de son évaluation, le médecin fera souvent appel à des examens cliniques et para-cliniques.

D'un point de vue clinique, la mesure de l'amplitude articulaire du tronc est la méthode d'évaluation fonctionnelle non-invasive, la plus couramment utilisée pour l'évaluation des limitations fonctionnelles d'un patient ayant subi une blessure au dos (Fitzgerald, Wynveen, Rjeault et Rothschild 1983). Malheureusement cette technique, telle que généralement appliquée, ignore le fait que l'amplitude totale du tronc est la somme d'un mouvement de la colonne lombaire et d'un mouvement du bassin, de plus, cette mesure peut facilement être sous le contrôle volontaire, et mentionné, du patient. Pourtant cette méthode d'évaluation est toujours la seule "mesure objective" pour l'évaluation de l'incapacité permanente du dos, acceptée et recommandée par l'AAOS (American Academy of Orthopaedic Association).

En vue d'améliorer cette technique qui a l'avantage principal d'être rapide et non-invasive, certains chercheurs ont mis au point une méthode utilisant un inclinomètre pour mesurer l'amplitude des mouvements du tronc lors de la flexion et de l'extension de ce dernier, dans le plan sagittal (Mayer, Tencer, Kristoferson et Mooney 1984) . Même si elle peut toujours être influencée par le contrôle volontaire du patient, cette technique a pour avantage de séparer la contribution du bassin de celle de la colonne lombaire. Mayer et al. (1984) ont ainsi comparé les résultats obtenus par cette technique avec les résultats correspondants obtenus avec la radiographie. Les résultats laissent voir une bonne corrélation, entre la mesure indirecte (l'inclinomètre) et la mesure directe (la radiographie). Cette technique comporte toutefois un problème méthodologique. Le hic est que le positionnement de l'inclinomètre est d'une importance fondamentale et qu'il est très variable d'une mesure à l'autre, même lorsque les mesures sont prises de façon successive (Keeley, Mayer, Cox, Gatchel, Smith et Mooney 1986). Cette technique de mesure doit donc être accompagnée par d'autres méthodes d'évaluation en vue d'augmenter son utilité et son objectivité lors de l'évaluation des limitations fonctionnelles.

Nous constatons ici que l'amplitude articulaire et l'examen clinique sont deux examens importants qui serviront de base pour la détermination des limitations fonctionnelles du patient. Toutefois le médecin ne peut se baser uniquement sur les résultats de ces examens pour juger des limitations fonctionnelles d'un patient. Par exemple, est-ce qu'un technicien en informatique devrait recevoir une compensation pour incapacité permanente s'il a été blessé à un pied? Rappelons-nous que l'incapacité permanente est, par définition, une limitation dans la quantité, ou dans le genre, de travail rémunérable que peut exécuter le patient lorsqu'il est comparé à un sujet, à une population normale effectuant la même tâche. Or, si ce technicien n'utilise pas ses pieds pour son travail il

devra ainsi être considéré normal lorsque comparé à une personne ou à un groupe de personnes normales exécutant la même tâche. Il est vrai, toutefois, que pour d'autres activités comme marcher, courir ou monter un escalier, ce patient aura des limitations fonctionnelles. Nous devons donc évaluer un patient en fonction de la tâche ou des tâches qu'il doit exécuter de façon journalière ou professionnelle.

Il est de croyance générale que le système musculaire lombaire serait la source des limitations fonctionnelles et le siège de la douleur chez un patient blessé au dos. Cette prémisse a donné lieu à la mise au point de différents protocoles pour l'évaluation de la force musculaire dont celui de Alston, Carlson, Feldman, Grimm et Gerontinos qui, en 1966, ont mesuré à l'aide d'un tensiomètre, la force musculaire isométrique chez des patients souffrant de maux de dos. Ils ont ainsi comparé les résultats d'un groupe de lombalgiques avec les résultats correspondants obtenus chez un groupe témoin. Ils ont alors conclu qu'une population souffrant de lombalgie, sans problème osseux ou discal concomitant, possédait une force musculaire isométrique des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc généralement inférieure à celle de la population normale. De leur côté McNeill, Warwick, Andersson et Schultz (1980) ont évalué la force isométrique maximale volontaire, chez un groupe de 40 patients souffrant eux aussi de lombalgies, ou de douleurs sciatiques. Les résultats de l'étude ont, comme l'étude précédente, permis de conclure que les patients avaient une force généralement inférieure de 60 % comparativement à celle du groupe témoin. Les résultats obtenus par Addison et Schultz (1980) sont similaires, avec une force maximale de 50 % inférieure à celle de la population normale.

Cette technique para-clinique pour l'évaluation des limitations fonctionnelles, serait adéquate, s'il n'y avait pas l'étude de Berkson, Schultz, Nachemson et Andersson (1977)

qui a montré que la force musculaire développée, lors de l'exécution de tâches de travail isométrique par des sujets souffrant de problèmes lombaires, était semblable et quelque fois même supérieure à celle de la population normale. Ce qui différenciait surtout ces groupes était que certaines positions, impliquant souvent des mouvements de torsion du tronc, ne pouvaient être maintenues par certains patients. Suzuki et Endo (1983) ont, de leur côté, suggéré que les observations de Alston et al. (1966) pouvaient résulter d'une sous-utilisation musculaire, provoquée par la douleur ou par la peur de la douleur. Une standardisation des résultats était alors nécessaire pour qu'une comparaison non biaisée puisse se faire entre les deux groupes. Ils ont ainsi proposé l'utilisation d'un ratio, soit la force développée par les muscles fléchisseurs du tronc divisée par la force développée par les muscles extenseurs du tronc. Ils ont alors comparé les ratios calculés chez un groupe souffrant de lombalgies avec ceux calculés chez un groupe témoin. L'analyse statistique des résultats n'a montré aucune différence significative entre les ratios des deux groupes. Les résultats de cette étude démontrent que la force isométrique maximale volontaire ne peut être utilisée pour la détermination des limitations fonctionnelles.

Pourtant, l'idée de l'évaluation musculaire est toujours très présente, surtout depuis l'avènement des dynamomètres. Ces appareils permettent, au contraire de la première méthode, une évaluation dynamique de la force musculaire. Thorstensson et Arvidson (1982) ont ainsi cherché si un déficit était décelable chez de jeunes patients souffrant de lombalgie, lorsqu'ils étaient comparés à une population normale du même âge et travaillant dans le même secteur d'activité. Ils ont obtenu les résultats suivants: la position du moment de force maximal, entre les deux groupes, ne donnait lieu à aucune différence significative, et lorsque le moment de force maximal développé en extension était exprimé en valeur absolue (Nm) ou en valeur en fonction du poids corporel, aucune différence significative n'était observée entre les deux groupes. Etant donné les résultats

plutôt décevants engendrés par cette technique, les tenants de l'évaluation musculaire par dynamométrie se sont préoccupés à détecter les "fraudeurs". Le principe de détection proposé est le suivant: si l'effort fourni par un patient est véritablement un effort maximal, des courbes identiques de force, ou de moment de force devront être produites. Hazard, Hazard, Reid, Fenwick et Reeves (1988) ont ainsi démontré qu'un dynamomètre isocinétique de type Cybex II, pouvait distinguer un effort maximal d'un autre jugé sous-maximal, pour 80 à 90 % des cas chez une population normale et coopératrice.

Toutefois, Smith, Mayer, Gatchel et Becker (1985) de même qu'Hazard et al. (1988) ont observé qu'il existait une grande variabilité intra-sujet ($> 10\%$ à 20%) lorsque le test était répété à la même vitesse. Cette variabilité pourrait alors conduire l'observateur à conclure qu'un patient a produit un effort sous-maximal puisqu'il est, théoriquement, difficile de reproduire volontairement des courbes de moment de force maximal qui seraient inconsistantes. Smidt, Herring, Amundsen, Rogers, Russell et Lehmann (1983) ont observé que cette variabilité pouvait être le résultat d'une mauvaise stabilisation du patient, ou du dynamomètre, lors de l'évaluation. Suite aux résultats obtenus dans leur étude, ils ont suggéré que la partie inférieure du tronc soit contrainte lorsqu'un patient était évalué sur un dynamomètre. Malheureusement cette stabilisation ne rend pas justice à la complexité du corps humain puisque chez un patient souffrant de lombalgie, le bassin sera souvent responsable de plus de la moitié du mouvement couplé entre le bassin et la colonne vertébrale (Mayer et al. 1985).

Les problèmes survenant avec la dynamométrie peuvent être résumés comme suit:

1. un patient peut très bien produire des courbes de force ou de moment de force, d'amplitudes insuffisantes pour permettre une évaluation de la variabilité, ce qui se produit fréquemment lorsque la force musculaire est évaluée en utilisant des vitesses

élevées (Hazard et al. 1988);

2. la technique utilisée pour évaluer le degré de variabilité des courbes est une technique visuelle subjective, et qui peut produire des résultats fortement discutables entre différents observateurs (Mayer et al. 1985);

3. on a aussi rapporté que l'observation clinique du patient pendant l'exécution du test était beaucoup plus précise que l'évaluation faite à partir de l'étude de la variabilité des courbes obtenues (Smidt et al. 1985).

En vue d'accroître l'utilité clinique de l'évaluation musculaire Hazard et al. (1988) ont suggéré que cette évaluation soit faite dans une approche reproduisant le plus possible les différents gestes que doit effectuer le patient dans ses tâches professionnelles. Divers fabricants ont alors mis à la disposition des cliniques des appareils permettant l'évaluation de la force musculaire, dynamique et isométrique, développée lors de la simulation d'un soulever de charge. Kishino, Mayer, Gatchel, Parrish, Anderson, Gustin et Mooney (1985) ont ainsi utilisé un tel dynamomètre, souvent nommé "lifting-task", pour construire une base de données sur la force maximale enregistrée pendant deux soulevés de charge isométrique, soit le soulevé avec genoux fléchis et le dos droit (GF), et le soulevé avec genoux tendus et le dos fléchi (GT). Les résultats ont montré qu'une très grande similarité existait entre les capacités isométriques maximales enregistrées avec le GF et le GT, pour les deux sexes. Toutefois, le plus intéressant est que lorsque les sujets pathologiques et normaux ont le loisir de soulever la charge avec la méthode qu'ils jugeaient la plus facile et permettant un plus grand développement de force, ils ont choisi des positions différentes et variées. Ces résultats raniment l'idée que les tâches de travail, impliquant une manipulation de charges, seraient plus adéquatement évalués lors de leur exécution en situation réelle plutôt qu'à travers quelques rituels moteurs définis comme

"standard" (Porterfield, Mostardi, King, Ariki, Moats et Noe 1987).

En se basant sur les études recensées, nous pouvons conclure que le système idéal d'évaluation des limitations fonctionnelles doit être dynamique, fournir des résultats objectifs et quantifiables, et reproduire le plus possible la tâche ou les tâches que doit exécuter le patient. Cette idée ne serait pas nouvelle puisque Kessler l'aurait introduite en 1970 (voir Mooney, 1987). Toutefois la question qui se pose ici est de savoir quelles sont les variables que nous devrions utiliser pour que l'évaluation des limitations fonctionnelles d'un patient respecte tous ces critères?

Des études au North Texas Back Institute suggèrent peut-être une réponse. Effectivement, Hochschuler (1983) a observé une relation complexe entre le moment où la douleur lombaire apparaissait, pendant l'exécution d'une tâche, et le moment où l'activation musculaire des erector spinae était très élevée. Triano et Luttges (1985) ont obtenu des résultats similaires et conclurent que l'activité EMG des erector spinae peut être utile pour indiquer la présence d'un problème fonctionnel au niveau de la colonne lombaire. Suivant cette idée, Triano et Schultz (1987) ont enregistré l'activité EMG des erector spinae, au niveau de L3, chez une population de 41 patients souffrant de problèmes lombaires. Ils ont par la suite, comparé les courbes d'activation EMG pathologiques aux courbes correspondantes obtenues chez une population normale. Ils ont ainsi montré que le phénomène de relaxation musculaire, tel qu'observé par Floyd et Silver (1955) au moment de la flexion antérieure maximale, n'était pas présent chez les patients souffrant de douleurs lombaires. La persistance de l'activité EMG ne restreignait toutefois pas l'amplitude totale de mouvement du tronc mais montrait plutôt une sur-activation des erector spinae sur l'un des côtés par rapport à l'autre.

En se basant sur le fait que l'amplitude du signal EMG est reliée tant à l'impulsion

nerveuse qu'au niveau de tension musculaire, Yang et Winter (1985) ont proposé que l'activité EMG, développée lors d'une contraction musculaire, était le miroir tant de "l'output" du système neurologique que de "l'input" envers le système mécanique. Par conséquent, l'amplitude du signal EMG et son développement temporel pourraient fournir de l'information pertinente sur l'état fonctionnel des systèmes nerveux et mécanique d'un patient. Il fut d'ailleurs rapporté que les anormalités phasiques du signal EMG sont souvent caractéristiques de problèmes neurologiques et orthopédiques (Yang et Winter 1984). Selon ces études, il serait possible de définir un protocole d'évaluation se basant sur l'EMG enregistré pendant l'exécution de différentes tâches. Ainsi, les courbes d'activation d'un patient pourraient être comparées aux courbes correspondantes d'une population normale. La différence entre les deux courbes serait interprétée comme le reflet de la pathologie du patient.

Plusieurs auteurs ont utilisé cette approche, par exemple pour l'évaluation des différents paramètres caractérisant un cycle de marche normal (Murray 1967, Murray et al. 1969, Winter 1983, Chao et al. 1983, Yang et Winter 1985), pour l'évaluation de l'efficacité de différentes drogues et thérapies utilisées dans la réhabilitation de différentes pathologies (Bajd et al. 1982, Knutsson 1983, Richards et al. 1983), pour le diagnostic de pathologies s'attaquant aux membres inférieurs (Knutsson et Richards 1979, Knutsson 1981, Winter 1984, Normand 1987), ou pour la description quantitative des mouvements du genou lors de l'exécution de différentes tâches journalières (Laubenthal et al. 1972).

Malheureusement, l'évaluation des courbes d'activation du patient se fait généralement par une comparaison qualitative des résultats plutôt que quantitativement (Winter 1983). Il devient alors fortement concevable que des patients, peu ou modérément affectés, puissent exhiber des patrons d'activation électromyographiques situés à l'intérieur de

la variabilité normale et être ainsi faussement considérés comme des individus sans pathologie (Yang et Winter 1984, Arsenault et al. 1987).

Par conséquent, devons-nous mettre de côté l'utilisation des courbes d'activation musculaire dans le cadre d'une évaluation des limitations fonctionnelles? Certainement pas. En effet, nous devons ici nous rappeler quel est l'objectif de cette évaluation fonctionnelle. Cette évaluation doit déterminer si la pathologie d'un patient l'empêche d'exécuter normalement certaines tâches journalières et professionnelles. La comparaison est alors effectuée non pas pour déterminer si le patient est pathologique, ce que nous savons, mais plutôt pour déterminer si cette pathologie influence ou non la vie quotidienne du patient. Le scénario suggéré est le suivant: nous demandons à un patient d'exécuter certaines tâches. Pendant le déroulement de ces activités, l'activité EMG de certains groupes musculaires est enregistrée. Par la suite, les courbes d'activation du patient sont comparées aux courbes correspondantes d'un échantillon normal. Si, par comparaison qualitative, les courbes du patient sont jugées comme appartenant à la normale, le patient est classifié normal pour l'activité en question. Si, au contraire, les courbes du patient sont jugées comme n'appartenant pas à la normale, le patient est alors classifié comme anormal et l'activité en question est considérée comme risquée pour le patient. Puisque la comparaison est qualitative, nous rendons "subjective" une évaluation faite à partir de données objectives ce qui peut diminuer l'efficacité et la rigueur de l'évaluation fonctionnelle par l'utilisation de courbes d'activation musculaire.

Nous devons donc valider l'instrument de décision choisi, soit la comparaison des formes pour les courbes d'activation musculaire. Nous utiliserons une méthodologie de validation croisée (voir par exemple Hill, 1971), afin de fournir un poids statistique solide à notre instrument de décision, en tenant compte de la contribution subjective dans cette

décision.

L'objectif de cette étude est de montrer que la comparaison qualitative des courbes d'activation musculaire peut être utilisée dans le cadre d'une évaluation des limitations fonctionnelles d'un patient ayant une pathologie connue.

Cette étude se limite à l'utilisation des courbes d'activation des erector spinae gauche et droit et du déplacement angulaire de la hanche droite, enregistrés pendant l'exécution de quatre activités. Ces activités sont: marcher sans charge à transporter; marcher avec une charge de 22.7 kg dans les bras; exécuter la flexion et l'extension du tronc avec une charge de 22.7 kg, dans le plan sagittal.

CHAPITRE II

MÉTHODOLOGIE

Les Sujets

Dix hommes normaux, âgés de 18 à 33 ans (Tableau 1) ont, après explication des objectifs de l'étude et signature d'un consentement écrit, volontairement participé à cette étude. Leur normalité (antécédents médicaux: chirurgies, entorse, etc..) est établie par une anamnèse (Annexe 1).

Tableau 1.

Caractéristiques des sujets.

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
AGE	23	18	21	18	21	22	33	22	24	21
POIDS (KG)	68	75	78	68	71	82	71	85	75	74
TAILLE (CM)	165	165	175	175	142	177	165	180	172	175

La mise en place des électrodes

Les signaux EMG sont recueillis par des électrodes de surface jetables (Medi-Trace, Ag/AgCl, Pellett 1801) placées sur les muscles extenseurs du tronc, soit l'erector spinae gauche (ESG) et l'erector spinae droit (ESD). Préalablement, la peau est nettoyée avec un tampon d'alcool et les électrodes sont placées de part et d'autre des erector spinae au niveau de L3 (Triano et Schultz 1987).

Les fils des électrodes sont pontés au-dessus de la peau, à l'aide de ruban adhésif chirurgical selon la technique décrite par Knutsson et Richards (1979). Avec cette technique, les artéfacts pouvant être produits par le contact des fils avec la peau sont évités.

L'enregistrement de l'électromyographie

Les signaux EMG enregistrés par les électrodes sont acheminés vers un appareil GRASS (série 5) où ils sont pré-amplifiés (* 1000). Ces signaux sont par la suite filtrés (30-600 Hz) et amplifiés de nouveau (*10), rectifiés (pleine onde) et de nouveau filtrés (passe-bas de 6 Hz) pour en obtenir l'enveloppe linéaire. Les signaux ainsi recueillis sont enregistrés par un ordinateur (Apple IIe) muni d'une carte de conversion analogique à numérique (Mountain Hardware, 8 bits).

L'enregistrement des déplacements

Le déplacement angulaire de la hanche est mesuré à l'aide d'un électrogoniomètre uniaxial fabriqué à partir d'un potentiomètre (RadioShack #271-1715). Cet électrogoniomètre est aligné sur l'axe de rotation de l'articulation (Figure 1). Les signaux issus de l'électrogoniomètre sont enregistrés par l'ordinateur en même temps que les signaux EMG, pour fin d'analyse.

Description des activités

Selon Waddell (1987), les activités journalières généralement affectées par des douleurs au dos sont les suivantes: se pencher, soulever une masse du sol, s'asseoir et se lever d'une chaise, marcher, et le simple fait de mettre ou d'enlever ses chaussures. Parmi ces activités, la marche et le soulèvement d'une masse à partir du sol ont été choisis pour cette étude.



Figure 1. Représentation de l'électrogoniomètre utilisé pour le déplacement angulaire de la hanche.

Marcher (activité no 1). Un cycle de marche se détermine par deux contacts successifs du talon de la même jambe. Le cycle est déterminé par un contact pédestre situé sous le talon. Ce contact pédestre est une plaque de cuivre très mince (0.0125 cm) qui fait contact avec une surface électrifiée (un grillage de 9 volts) selon la description donnée par Normand et al. (1985). Le signal pédestre est enregistré simultanément avec les signaux EMG et les données électrogoniométriques. Pendant l'exécution de cette activité, les câbles qui relient le sujet à l'ordinateur sont supportés par un technicien pour empêcher qu'ils ne frappent le sol et transportent ainsi des artéfacts. On demande au sujet de marcher à un rythme normal sur le grillage d'une longueur d'environ 5 m de long. Cette activité est exécutée cinq fois par chaque sujet. Le cycle qui est choisi lors de chaque essai pour fin d'analyse est le troisième cycle. Cette activité est aussi exécutée

avec une masse de 22.7 kg (activité no 2) que le sujet doit transporter dans ses bras (Figure 2).

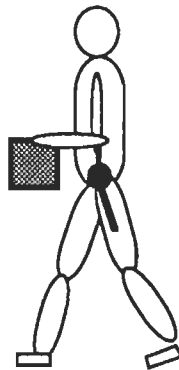


Figure 2. Représentation schématique de la marche avec une masse de 22.7 kg dans les bras.

La flexion (activité no 3) et l'extension (activité no 4) du tronc avec une charge de 22.7 kg. Le sujet est en position debout avec la masse de 22.7 kg maintenue au niveau des cuisses (Figure 3). Suite à un signal verbal, il doit fléchir le tronc sans plier les genoux et toucher le sol avec la masse. De la position fléchie, il doit ensuite revenir à la position debout. Cette partie du mouvement constitue l'extension du tronc. Pendant l'exécution de chaque phase, le mouvement des genoux est enregistré à l'aide d'un électrogoniomètre similaire à celui utilisé pour enregistrer le déplacement angulaire de la hanche. Les cycles de flexion et celui d'extension sont déterminés par le début et la fin du déplacement angulaire de la hanche. Cinq essais pour chaque phase du mouvement sont analysés.

Analyse des résultats. La moyenne des profils EMG et électrogoniométriques de chaque activité pour chacun des dix sujets est normalisée, i.e. étalée, sur une échelle de 0 à 100 %. Chaque sujet possède donc un nombre de courbes d'activation musculaire et de déplacements angulaires représentant la moyenne de cinq essais effectués pour chacune

des activités étudiées. C'est à partir de ces courbes intra-sujets que sont construites les courbes inter-sujets, ci-après nommées les courbes normales d'utilisation et de déplacement angulaire (la moyenne, flanquée de deux points placés à plus et moins un écart-type) auxquelles seront comparées individuellement, les courbes de nos trois patients.

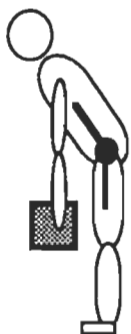


Figure 3. Représentation schématique de la flexion et de l'extension du tronc avec une masse de 22.7 kg.

Analyse statistique. La validation croisée (voir Hills, 1971) permet de vérifier statistiquement la valeur diagnostique de l'approche utilisée en comparant les courbes d'activation et de déplacement du patient avec les courbes correspondantes de la population normale. Le principe est le suivant: l'on présente, à un certain nombre de juges, un nombre déterminé de graphiques caractérisant les résultats d'un sujet, pathologique ou normal, qui sont comparés aux résultats moyens obtenus de l'échantillon normal. Le juge doit alors choisir lequel des graphiques représente le sujet pathologique. Le nombre de juges et le nombre de graphiques déterminent le seuil de probabilité à partir duquel nous établissons la validation de notre instrument. Pour les besoins de notre étude, trois juges devront indépendamment se prononcer sur trois graphiques: de cette façon, la probabilité que les trois juges parviendront, au hasard et sans consultation, à identifier le graphique pathologique est de $1/3^3$ i.e. 0.037. Le cas échéant nous serons certain, à un seuil de

signification supérieur à 5 %, que l'évaluateur peut identifier un pathologique ou un fonctionnement anormal, en utilisant notre instrument de comparaison.

Notre échantillon normal est composé de 10 sujets; par l'utilisation d'un nombre aléatoire, on choisit un des 10 sujets. Une courbe normale d'utilisation, plus ou moins un écart-type, est ensuite reconstruite avec neuf sujets seulement. Le sujet-cible, extrait de l'échantillon, est ensuite utilisé comme un faux sujet pathologique. Cette procédure est reprise pour un deuxième "faux pathologique", ce qui fournit un ensemble de trois graphiques, l'un d'eux représentant notre sujet anormal. Le juge doit alors décider lequel, entre les trois graphiques qui lui sont présentés, semble plus représentatif du sujet pathologique?. Les Tableaux 5A et 5B (voir Annexe 2) présentent les résultats de cette procédure. Par la suite, toujours en utilisant la table de nombres aléatoires, nous avons établi à laquelle des lettres a, b, ou c de notre examen serait assigné le véritable pathologique. Les Tableaux 6A et 6B (voir Annexe 2) présentent les résultats de cette assignation.

Une fois l'assignation aléatoire terminée, l'examen est construit (annexe 4) et il est soumis à trois juges externes ne connaissant aucun des cas pathologiques présentés. Notre instrument de comparaison sera jugé valide si trois juges sur trois parviennent à la bonne conclusion, c'est-à-dire à identifier le graphique issue du sujet pathologique, parmi les trois graphiques présentés.

CHAPITRE III

RÉSULTATS ET DISCUSSION

Ce chapitre se divisera en trois parties. La première partie consistera à présenter les résultats de la validation croisée, sans qu'aucune évaluation ou conclusion clinique ne soit effectuée. Pour sa part la deuxième partie discutera de la validité de l'instrument de décision choisi soient les courbes d'activations électromyographiques. La troisième et dernière partie présentera sommairement l'application clinique de notre instrument en tenant compte de l'histoire médicale de nos trois cas.

Présentation des résultats de la validation croisée.

Cas #1 (Tableau 2): Selon les résultats de la validation croisée, trois juges sur trois, ont estimé que l'activité de l'erector spinae droit et le déplacement angulaire de la hanche droite, pendant l'exécution de la marche, sans masse à transporter (activité no 1), n'étaient pas comparables aux résultats correspondants obtenus par l'échantillon normal. Seulement un juge sur trois a estimé que l'activité de l'erector spinae gauche n'était pas comparable à la courbe d'activation correspondante de l'échantillon normal. Par conséquent, nous pouvons conclure, avec un niveau de confiance de 97 % ($1/3^3$), que le cas #1 possède une activation de l'erector spinae droit et un déplacement angulaire de la hanche droite qui sont non comparables à ceux de la population normale.

L'exécution de la marche avec une masse de 22.7 kg à transporter (activité no 2) obtient des résultats similaires, avec trois juges sur trois qui ont estimé l'activité de l'erector spinae droit et le déplacement angulaire de la hanche droite comme non comparables aux résultats obtenus par l'échantillon normal. En ce qui concerne l'activation de

l'erektor spinae gauche, deux juges sur trois ont estimé qu'elle était non-comparable à celle de l'échantillon normal. Par conséquent, nous pouvons conclure, avec un niveau de confiance de 97 % ($1/3^3$), que le cas #1 possède une activation de l'erektor spinae droit et un déplacement angulaire de la hanche droite non comparables à ceux de la population normale. Les résultats obtenus, pour la flexion du tronc avec une masse de 22.7 kg (activité no 3) sont similaires à ceux obtenus pour l'activité no 1 et no 2. Trois juges sur trois ont effectivement estimé que l'activation de l'erektor spinae droit et le déplacement angulaire de la hanche droite étaient différents de l'activation et du déplacement correspondants obtenus pour l'échantillon normal. Encore une fois, seulement deux juges sur trois sont parvenus à la même conclusion pour l'activation de l'erektor spinae gauche.

Tableau 2. Résultat de la validation croisée pour le cas #1. L'astérisque signifie que la courbe du patient est jugée différente de celle de l'échantillon normal avec un seuil de signification plus grand que 0.05.

ACTIVITES	RÉSULTATS DE LA VALIDATION
MSC-ESG MSC-ESD MSC-HANCHE	1 SUR 3 3 SUR 3* 3 SUR 3*
MAC-ESG MAC-ESD MAC-HANCHE	2 SUR 3 3 SUR 3* 3 SUR 3*
FTDA-ESG FTDA-ESD FTDA-HANCHE	2 SUR 3 3 SUR 3* 3 SUR 3*
ETDA-ESG ETDA-ESD ETDA-HANCHE	1 SUR 3 2 SUR 3 3 SUR 3*

L'extension du tronc avec une masse de 22.7 kg (activité no 4) est quelque peu surprenante puisque seulement le déplacement angulaire de la hanche est estimé comme non comparable au déplacement de l'échantillon normal par trois juges sur trois. Seulement un juge sur trois et deux juges sur trois ont estimé que l'activation de l'erector spinae gauche et de l'erector spinae droit étaient respectivement différentes de l'activation correspondante obtenue par l'échantillon normal. Le Tableau 2 résume les résultats.

Cas #2 (Tableau 3): Selon les résultats de la validation croisée, trois juges sur trois ont estimé que l'activité de l'erector spinae gauche, l'activité de l'erector spinae droit et le déplacement angulaire de la hanche droite, pendant l'exécution de l'activité no 1, n'étaient pas comparables aux résultats correspondants obtenus par l'échantillon normal. Par conséquent, nous pouvons conclure que le cas #2 possède une activation des erectors spinae gauche et droit ainsi qu'un déplacement angulaire de la hanche droite non comparables à ceux de la population normale. L'exécution de l'activité no 2 obtient des résultats légèrement différents puisque trois juges sur trois ont estimé l'activité de l'erector spinae droit et le déplacement angulaire de la hanche droite comme non comparables aux résultats correspondants obtenus par l'échantillon normal. En ce qui concerne l'activation de l'erector spinae gauche, nul juge n'a estimé qu'elle était différente de celle de l'échantillon normal.

Les résultats obtenus pour l'activité no 3 et l'activité no 4 sont toutefois totalement différents de ceux obtenus pour l'activité no 1 et no 2. En effet, nul juge n'a estimé que l'activation de l'erector spinae gauche et le déplacement angulaire de la hanche droite étaient différents de l'activation et du déplacement correspondants obtenus par notre

échantillon normal. Seulement deux juges sur trois ont estimé que l'activation de l'erector spinae droit était différenciable de l'activation correspondante de l'échantillon normal. Le Tableau 3 résume les résultats pour le cas #2.

Tableau 3. Résultat de la validation croisée pour le cas #2. L'astérisque signifie que la courbe du patient est jugée différente de celle de l'échantillon normal avec un seuil de signification plus grand que 0.05.

ACTIVITES	RESULTATS DE LA VALIDATION
MSC-ESG MSC-ESD MSC-HANCHE	3 SUR 3* 3 SUR 3* 3 SUR 3*
MAC-ESG MAC-ESD MAC-HANCHE	0 SUR 3 3 SUR 3* 3 SUR 3*
FTDA-ESG FTDA-ESD FTDA-HANCHE	0 SUR 3 2 SUR 3 0 SUR 3
ETDA-ESG ETDA-ESD ETDA-HANCHE	0 SUR 3 2 SUR 3 0 SUR 3

Cas #3 (Tableau 4): Selon les résultats de la validation croisée, seulement un juge sur trois a estimé que l'activité de l'erector spinae gauche, pendant l'exécution de l'activité no 1, n'était pas comparable à l'activation correspondante obtenue par l'échantillon normal. Deux juges sur trois ont estimé que l'activité de l'erector spinae droit n'était pas comparable à la courbe d'activation correspondante de l'échantillon normal. Aucun des juges a estimé que le déplacement angulaire de la hanche droite du cas #3 était différent du déplacement angulaire de l'échantillon normal.

Tableau 4. Résultat de la validation croisée pour le cas #3. L'astérisque signifie que la courbe du patient est jugée différente de celle de l'échantillon normal avec un seuil de signification plus grand que 0.05.

ACTIVITES	RÉSULTATS DE LA VALIDATION
MSC-ESG MSC-ESD MSC-HANCHE	1 SUR 3 2 SUR 3 0 SUR 3
MAC-ESG MAC-ESD MAC-HANCHE	0 SUR 3 3 SUR 3* 3 SUR 3
FTDA-ESG FTDA-ESD FTDA-HANCHE	1 SUR 3 1 SUR 3 0 SUR 3
ETDA-ESG ETDA-ESD ETDA-HANCHE	3 SUR 3* 3 SUR 3* 0 SUR 3

L'exécution de l'activité no 2 obtient des résultats légèrement différents, avec trois juges sur trois qui ont estimé l'activité de l'erector spinae droit du patient comme non comparable à l'activation correspondante obtenue par l'échantillon normal. En ce qui concerne l'activation de l'erector spinae gauche et le déplacement angulaire de la hanche droite, nul juge n'a estimé que les courbes étaient différentes de celles obtenues par l'échantillon normal.

Les résultats obtenus pour l'activité no 3, sont similaires à ceux obtenus pour l'activité no 1. En effet, seulement un juge sur trois a estimé que l'activation des erector spinae gauche et droit était différente de l'activation correspondante obtenue pour l'échantillon normal. D'un autre côté, aucun des juges a estimé le déplacement

angulaire de la hanche droite du patient comme différent du déplacement correspondant de l'échantillon normal. L'activité no 4 est, pour sa part, discriminée puisque trois juges sur trois ont estimé que l'activation des erector spinae gauche et droit étaient non comparables à l'activation correspondante obtenue par l'échantillon normal. Nul juge n'a estimé que le déplacement angulaire de la hanche du patient était différent de celui de l'échantillon normal. Le Tableau 4 résume les résultats pour le cas #3.

Discussion sur la validité de l'instrument de décision choisi.

Selon Hills (1971), “ tout prédicteur doit passer le test de la validation croisée avant d'avoir quelque utilité”. Les résultats obtenus montrent que l'instrument de décision que nous avons choisi pour notre étude semble valide. D'un point de vue théorique, la validation croisée est la seule approche statistique actuellement disponible qui permet de donner un poids statistique, et donc une certification objective, à ce genre d'analyse clinique auparavant purement qualitative. Le seuil de signification de cette procédure est déterminé par le nombre de juges qui devront estimer si les courbes d'activation et de déplacement d'un sujet pathologique, enregistrées pendant l'exécution d'une activité, sont comparables ou non aux courbes correspondantes enregistrées pour un échantillon normal. De plus, en vue d'entamer la procédure, les courbes, ici au nombre de trois, présentées à chaque juge, doivent être construites à partir d'un choix aléatoire de sujets. Cela exige un travail considérable mais permet en même temps qu'une conclusion solide et valide puisse être donnée en ce qui a trait à l'utilisation des courbes comparatives d'un patient pour en déterminer les limitations fonctionnelles.

D'un point de vue pratique, nous pouvons constater que, pour certaines activités,

moins de trois juges se sont prononcés positivement sur la pathologie de notre patient par rapport à l'échantillon normal. Le problème se présentant à l'évaluateur est le suivant: combien d'instruments de décision doivent être trouvés positifs pour qu'un patient X soit jugé incapable d'effectuer une tâche Y? Si nous décidons que seulement un instrument doit être positif, nous obtenons les résultats présentés aux Tableaux 4, 5 et 6. Cette conclusion pourtant agréable comporte un risque, non-négligeable lorsque l'impact social et économique de l'incapacité permanente est pris en considération. En effet, si seulement un instrument est nécessaire pour qu'un patient soit jugé incapable d'exécuter une tâche, nous courrons le risque qu'un grand nombre d'individus soient déclarés invalides alors qu'ils ne le sont pas, ce que nous appelons des sujets faux-positifs.

Par conséquent, nous pouvons, suite aux résultats de cette étude, conclure que l'instrument d'évaluation proposée, à savoir l'activation musculaire, est prometteur. Mais une étude systématique doit être faite pour déterminer le nombre minimum d'instruments qui doivent être positifs, ainsi que la combinaison nécessaire de ces instruments, pour qu'un patient soit jugé incapable d'exécuter une tâche quelconque. Cette étude devra aussi tenir compte de la corrélation temporelle aux données des courbes de l'activation de même que de la corrélation fonctionnelle de certains groupes musculaires.

Les courbes d'activation telles que rapportées dans cette étude seraient, selon Normand (1987), une mesure relative de l'utilisation musculaire. En effet, si nous observons les Figures 6 à 17 (annexe 3), nous pouvons constater que certains patients ont une activation quelque fois inférieure à l'activation correspondante de l'échantillon normal. Or, nous savons que l'amplitude du signal EMG, en μV , et son développement temporel, peuvent fournir de l'information pertinente sur l'état fonctionnel des systèmes

nerveux et mécanique d'un patient (Yang et Winter 1985, Triano et Schultz 1987). Nous savons aussi que l'amplitude du signal EMG est le reflet de la force développée par le muscle en action (Lippold 1957). Ainsi serait-il possible que certains patients puissent avoir été jugés anormaux parce que leurs niveaux d'activation se retrouvaient sous la limite inférieure de l'activation enregistrée pour l'échantillon normal? C'est à dire que d'un point de vue musculaire, certaines tâches étaient moins exigeantes pour certains patients que pour d'autres, de l'échantillon normal. Par exemple, si nous prenons trois individus et leur demandons de soulever une charge de 50 lbs, il est fort probable que les trois sujets soient capables de soulever cette masse. Mais un individu utilisera 30 % de sa capacité musculaire, un autre 10 % et le dernier 75 %. Ces pourcentages se refléteront sur l'activation musculaire par une amplitude différente pour chaque sujet. Les sujets ayant utilisé 10 % et 75 % de leurs capacités respectives ont de fortes chances d'être jugés anormaux. Pour que cette erreur de jugement soit réduite, voire éliminée nous devrions, selon Normand (1987) comparer les niveaux d'activation musculaire d'un patient en nous servant d'une normalisation exprimée comme un pourcentage d'activation musculaire. Ce pourcentage est évalué en fonction d'une référence, à savoir l'activation musculaire maximale enregistrée pour le patient, pour un groupe musculaire quelconque. Par exemple, si nous voulons connaître le pourcentage d'activation de l'erektor spinae gauche, pendant l'exécution de la marche, nous devons au préalable mesurer les niveaux d'activation maximale de ce muscle pendant une contraction dynamique maximale volontaire. Par la suite, les niveaux enregistrés pendant l'activité seront divisés par les niveaux d'activation maximale selon l'équation suivante:

Activation de l'erektor spinae gauche pendant la marche

Activation maximale de l'erektor spinae

Le quotient ainsi obtenu est ensuite multiplié par 100. Par exemple, supposons que le sujet a un niveau d'activation égal à 250 uV et que l'activation maximale correspondante est de 1000 uV, alors le pourcentage d'utilisation respectif sera de 25 %. Lorsque ces pourcentages sont évalués à chaque moment du cycle, de nouvelles courbes, appelées courbes de pourcentage d'utilisation musculaire, peuvent être construites et utilisées pour la comparaison patient versus échantillon normal.

Application clinique de l'instrument de décision.

Cas #1: Ce patient est âgé de 31 ans et se présente à notre Centre pour l'évaluation de ses capacités physiques de travail suite à un accident de motocyclette survenu en 1987. Lors de cet accident de la route, il s'est infligé une fracture à la vertèbre lombaire L1 avec para-parésie des membres inférieurs, une fracture bi-malléolaire au pied gauche, et une luxation de l'articulation acromio-claviculaire gauche. L'évaluation fonctionnelle de ce patient se compose des activités décrites au chapitre 2. Les résultats électromyographiques ainsi que le déplacement angulaire de la hanche obtenus pour chaque activité sont présentés aux Figures 6 à 9 inclusivement.

Selon les résultats de la validation croisée (voir Tableau 2, Chapitre 3), l'activité EMG du muscle erector spinae gauche enregistrée pendant l'exécution de la marche sans masse à transporter, ne serait pas différente (1 juge sur trois seulement) de l'activité EMG moyenne obtenue par notre échantillon normal. Tout au contraire l'activité EMG du muscle erector spinae droit ainsi que le déplacement angulaire de la hanche droite seraient, pour leur part, différents des courbes d'activation EMG et de déplacement angulaire correspondantes de notre échantillon normal. En se basant sur ces résultats

nous pouvons conclure que les courbes d'activation EMG de ce patient, enregistrée pendant l'exécution de l'activité no 1, sont différentes l'une de l'autre ou, en d'autres termes, asymétriques. Cette asymétrie est le signe qu'un déséquilibre musculaire est présent (Triano et Schultz 1987). Ceci suggère que l'un des erector spinae travaille plus que l'autre lors du déroulement de la marche sans masse à transporter. Cette surcharge de travail pour l'erector spinae droit par rapport à l'erector spinae gauche peut occasionner une fatigue musculaire qui à son tour peut engendrer une douleur lombaire. Ainsi nous devons recommander que l'activité no 1 ne soit pas exécuté par le patient jusqu'à ce qu'un ré-équilibre musculaire entre l'erector spinae gauche et l'erector spinae droit ne soit rétabli. Des résultats semblables sont obtenus pour l'exécution de la marche avec une masse de 22.7 kg à transporter et l'exécution de la flexion du tronc avec une masse de 22.7 kg.

Les résultats obtenus lors de l'exécution de l'extension du tronc avec une masse de 22.7 kg sont toutefois différents. En effet, selon la validation croisée l'activité de l'erector spinae gauche et droit n'est pas jugée différente de l'activation correspondante obtenue par notre échantillon normal. De plus les patrons d'activation (Yang et Winter 1984, Yang et Winter 1985) et l'amplitude EMG, en microvolt (Triano et Schultz 1987) sont symétriques. Ces observations suggèrent que le patient pourrait exécuter l'extension du tronc avec une masse de 22.7 kg. Suite à l'évaluation fonctionnelle de ce patient nous pouvons conclure qu'à l'exception de l'extension du tronc avec une masse de 22.7 kg, le patient ne peut exécuter aucune des activités évaluées soient la marche sans masse à transporter, la marche avec une masse de 22.7 kg à transporter, et la flexion du tronc avec une masse de 22.7 kg dans les mains.

Cas #2: Ce patient a été impliqué dans un accident de la route en 1978 et a été opéré pour une fracture au fémur droit et une fracture communitive de la rotule droite avec arrachement du tendon rotulien droit. Le patient a été de nouveau réopéré quelque mois plus tard pour une ankylose post-opératoire au genou droit. Le diagnostic final porté en 1979 signalait la présence permanente d'une ankylose au genou droit. Cette ankylose rend difficile l'exécution de certaines activités par le patient et une évaluation de sa capacité fonctionnelle est alors demandée. Les activités évaluées sont les mêmes que pour le patient précédent. Les résultats électromyographiques ainsi que le déplacement angulaire de la hanche obtenus pour chaque activité sont présentés aux Figures 10 à 13 inclusivement.

Selon les résultats de la validation croisée (voir Tableau 3, Chapitre 3), l'activité EMG du muscle erector spinae gauche enregistrée pendant l'exécution de la marche sans masse à transporter et l'activité EMG du muscle erector spinae droit ainsi que le déplacement angulaire de la hanche seraient différents des courbes d'activation EMG et de déplacement angulaire correspondants de notre échantillon normal. De plus, si nous observons les Figures 10-A et 10-B, il est évident que l'amplitude du signal EMG du patient est plus élevée que celle de notre échantillon normal, pour les deux erector spinae. Selon Hoschuler (1983) il existerait une relation entre la présence d'une activation EMG élevée et l'apparition de douleur lombaire pendant l'exécution d'une activité. Nous savons aussi que l'amplitude du signal EMG est reliée tant à l'impulsion nerveuse qu'au niveau de tension musculaire (Yang et Winter 1985). Ainsi les courbes d'activation obtenues suggèrent la présence de douleur ou le développement d'une tension musculaire plus élevée que la normale pendant l'exécution de la marche sans masse à transporter. Ces observations portent donc à conclure que cette activité ne peut être exécutée sur une base

régulière par ce patient.

Lorsque le patient exécute la même activité mais cette fois-ci avec une masse de 22.7 kg dans les mains, l'activité EMG du muscle erector spinae gauche enregistrée pendant l'exécution de la marche sans masse à transporter, ne serait pas différente (0 juge sur trois seulement) de l'activité EMG moyenne obtenue par notre échantillon normal. Tout au contraire l'activité EMG du muscle erector spinae droit ainsi que le déplacement angulaire de la hanche seraient, pour leur part, différents des courbes d'activation EMG et de déplacement angulaire correspondants de notre échantillon normal. En se basant sur ces résultats nous pouvons conclure que les courbes d'activation EMG de ce patient, enregistrée pendant l'exécution de l'activité no 2, sont différentes l'une de l'autre ou, en d'autres termes, asymétriques. Cette asymétrie est le signe qu'un déséquilibre musculaire est présent (Triano et Schultz 1987). Ceci suggère que l'un des erector spinae travaille plus que l'autre lors du déroulement de la marche avec une masse à transporter. Cette surcharge de travail pour l'un des erector spinae peut occasionner une fatigue musculaire qui à son tour peut engendrer une douleur lombaire. Ainsi nous devons recommander que l'activité no 2 ne soit pas exécuté par le patient jusqu'à ce qu'un ré-équilibre musculaire entre l'erector spinae gauche et l'erector spinae droit ne soit rétabli.

Toujours selon les résultats de la validation croisée l'activation EMG de l'erector spinae droit, l'activation EMG de l'erector spinae gauche, et le déplacement angulaire de la hanche ne sont pas jugés différents des résultats obtenus par notre échantillon normal, ceci tant pour la flexion du tronc avec une masse de 22.7 kg dans les mains que pour l'extension du tronc avec la même masse. Toutefois, si nous observons les Figures 10 et 13, respectivement, nous pouvons suspecter que cette conclusion est définitivement basée sur la similarité des patrons temporel des courbes. Cependant nous ne pouvons négliger

le fait que l'amplitude du signal EMG, pour les deux activités en question, est plus élevée que celle de notre échantillon normal. Or nous savons qu'une sur-activation musculaire est le reflet d'une tension musculaire développée qui est plus grande que celle de l'échantillon normal (Yang et Winter 1985). Ainsi les muscles erector spinae gauche et droit travaillent plus que la normale lors de l'exécution de la flexion et de l'extension du tronc avec une masse de 22.7 kg. Il devient alors fort probable que ces muscles se fatigueront rapidement lors de l'exécution de ces activités sur une base régulière pouvant ainsi conduire au développement de douleur lombaire ou pire, au développement de blessures lombaires. Tenant compte de ces faits nous devons recommander que ces activités ne soient pas exécuter sur une base régulière par le patient.

Suite à cette évaluation fonctionnelle nous pouvons conclure qu'aucune des activités exécutée n'est recommandable, sur une base régulière, pour le patient.

Cas #3: Ce patient a consulté notre Centre afin d'établir si la présence d'une scoliose de 12 degrés influençait négativement ses capacités physiques fonctionnelles pendant l'exécution de différentes activités incluant celles traitées auparavant avec les cas #1 et #2.

Selon les résultats de la validation croisée (voir Tableau 4, Chapitre 3) l'activité EMG du muscle erector spinae gauche, l'activité EMG du muscle erector spinae droit ainsi que le déplacement angulaire de la hanche sont jugées semblables aux résultats correspondants obtenus par notre échantillon normal. La marche sans masse à transporter est donc jugée acceptable et exécutable par le sujet. Des résultats quelque peu différents sont toutefois obtenus lors de la marche avec une masse de 22.7 kg à transporter. En

effet, 3 juges sur trois ont établi que la courbe d'activation de l'erector spinae droit était différente de celle de notre échantillon normal. Toutefois si nous observons la Figure 13-B, nous pouvons constater que l'amplitude de l'activation EMG de l'erector spinae droit est nettement inférieur à celle de notre échantillon. Toujours en se basant sur l'idée que l'amplitude EMG est le reflet de la tension musculaire développée, nous pouvons établir que l'exécution de la marche avec une masse à transporter exige moins de travail musculaire chez notre sujet que chez notre échantillon normal. Ainsi nous pouvons conclure que cette activité est exécutable par le sujet.

Toujours selon la validation croisée, aucune différence significative n'est observable par les trois juges lors de l'exécution de la flexion du tronc avec une masse de 22.7 kg dans les mains. Des résultats différents sont cependant obtenus pour la dernière activité où l'activité EMG de l'erector spinae gauche et de l'erector spinae droit est jugée significativement différente de l'activité correspondant obtenue par notre échantillon normal. Cette fois-ci le patron temporel, et non l'amplitude du signal, semble être la cause de ce jugement. Il fut rapporté que les anormalités phasiques ou temporelles du signal EMG sont souvent caractéristiques de problèmes neurologiques ou orthopédiques (Yang et Winter 1984). En se basant sur cette opinion et sur les résultats de la validation croisée, nous devons conclure que l'extension du tronc avec une masse de 22.7 kg n'est pas recommandé, du moins sur une base régulière.

Les résultats de cette étude supporte la validité de l'instrument de décision choisi à savoir l'utilisation des courbes d'activation musculaire. Cependant, même si l'utilité clinique de l'activation musculaire semble valide, il reste encore un grand pas à franchir avant de pouvoir utiliser cet instrument de décision sur une base régulière. En effet lors

de l'application clinique de l'instrument choisi, nous avons pu constater que certaines décisions ont tenu compte soit de l'amplitude du signal EMG, ou du patron du signal EMG, ou des deux items précédents. Conséquemment, des études ultérieures sur l'utilisation de ces courbes pour l'évaluation fonctionnelle d'un patient devront se concentrer sur l'établissement d'une approche statistique permettant d'objectiver, et surtout de quantifier, la comparaison patient versus échantillon/population normal. Cette approche devra toutefois tenir compte de certains facteurs. L'un d'entre eux est que les courbes "normales" d'activation musculaire devront être établies en fonction du pourcentage d'utilisation musculaire telle que présenté par Normand (1987). Cette première approche normalisera les courbes d'activation et minimisera les erreurs de jugement rendues sur l'amplitude du signal EMG, lors de la comparaison patient versus un échantillon normal. L'autre facteur, et non le moindre, devra tenir compte du patron temporel de l'activation musculaire. En effet, selon certains auteurs (Yang et Winter 1984, Yang et Winter 1985) les anormalités phasiques du signal EMG sont souvent le reflet de problèmes neurologiques ou orthopédiques. Par conséquent les courbes normales d'activation devront tenir compte de cette propriété temporelle.

Une telle analyse statistique pourrait, par exemple, être basée sur la considération de certains points, représentant les pourcentages d'utilisation, et de certains points, représentant l'une des phases temporelles de l'activation. Cette approche n'est pas nouvelle et fut d'ailleurs rapportée par Chao, Laughman, Schneider et Stauffer (1983). La Figure 4 permet d'illustrer ce procédé.

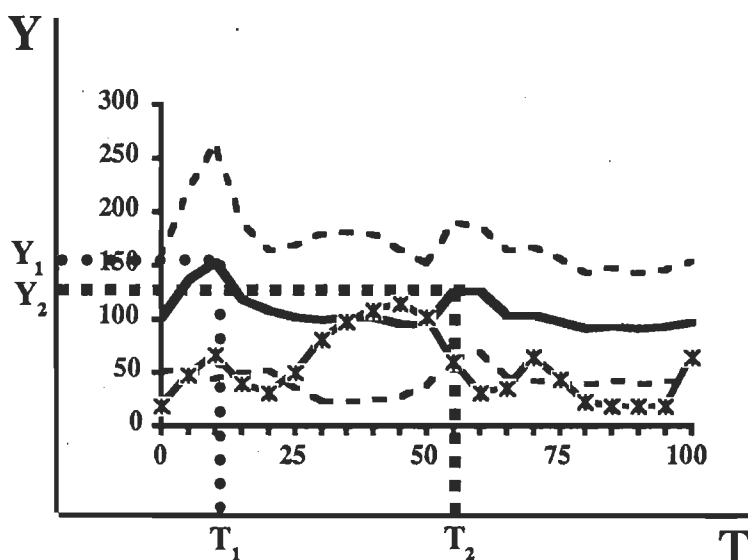


Figure 4: Représentation graphique du procédé statistique suggéré.

Si nous prenons en considération l'amplitude du signal EMG et le patron temporel de ce même signal, nous pouvons émettre l'hypothèse que les points Y_1T_1 et Y_2T_2 seraient les points importants à considérer lors de l'analyse statistique pour l'évaluation des capacités physiques fonctionnelles d'un sujet X. La détermination de ces "facteurs de normalité" devra s'effectuer à partir d'un échantillon normal assez grand puisque, comme nous le savons, une assez grande variabilité intersujet existe pour les courbes d'activation musculaire. Cette variabilité diminuerait significativement avec l'utilisation des pourcentages d'utilisation musculaire ce qui permettra peut-être de diminuer le nombre d'individus nécessaire pour l'échantillon normal.

Une autre technique d'analyse serait de remplacer le pourcentage d'utilisation musculaire, point Y de notre facteur de normalité, par une valeur de probabilité. La courbe d'activation serait donc représentée avec une valeur minimale d'activation obtenue par notre échantillon et une valeur maximale obtenue par le même échantillon au même point T, et ce pour tous les points T du cycle de l'activité. Nous aurions ainsi une bande

d'acceptation (voir Figure 5) nous permettant d'établir directement la probabilité que notre patient soit normal ou anormal pour une certaine activité.

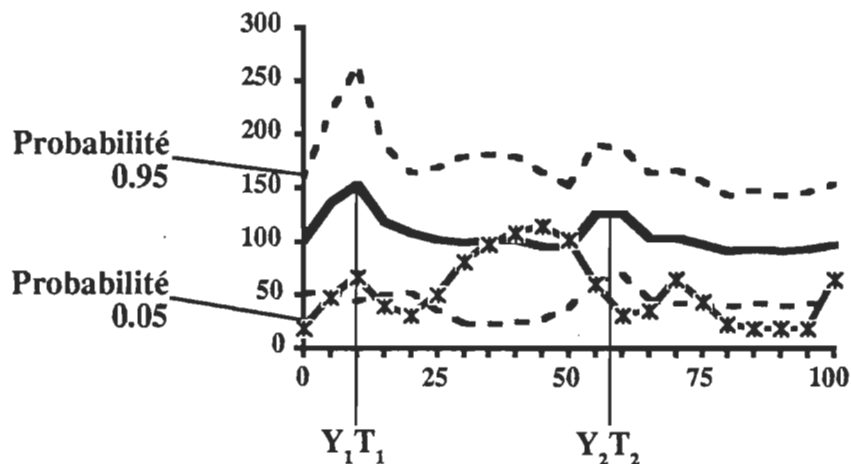


Figure 5: Représentation graphique de l'approche impliquant la bande de probabilité.

L'avantage de cette approche d'analyse réside dans le fait que cette courbe peut être analysée conjointement avec la courbe de déplacement angulaire correspondante, c'est-à-dire enregistrée pendant l'exécution de la même activité. Ainsi en même temps que sont établies les limitations fonctionnelles du patient, nous pourrions déterminer les angles auxquelles ce même patient est anormal. Cette détermination permettrait d'établir plus précisément les restrictions fonctionnelles d'un patient.

En conclusion l'instrument de décision choisi à savoir les courbes comparatives d'activation musculaire s'est avéré valide. Cependant, il reste encore un grand pas à franchir avant que ces courbes puissent être utilisées sur une base régulière pour l'évaluation fonctionnelle d'un patient. En vue d'atteindre cet objectif, des études ultérieures devront se concentrer sur l'établissement d'une approche statistique permettant d'objectiver et surtout de quantifier cette comparaison patient versus échantillon normal.

RÉFÉRENCES

- Addison, R., Schultz, A. (1980) Trunk strengths in patients seeking hospitalization for chronic low-back disorders. Spine, 5 (6), 539-544.
- Alston, W., Carlson, K.E., Feldman, D.J., Grimm, Z., Gerontinos, E. (1966) A quantitative study of muscle factors in the chronic low back syndrome. J American Geriatric Society, 14, 1041-1047.
- Arsenault, A.B., Winter, D.A., & Marteniuk, R.G. (1987). Characteristics of muscular function and adaptation in gait: A literature review. Physiotherapy Canada, 39, 5-13.
- Bajd, T., Kralj, A., & Turk, R. (1982). Standing-up of a healthy subject and a paraplegic patient. Journal of Biomechanics, 15, 1-10.
- Berkson, M., Schultz, A., Nachemson, A., Andersson, G. (1977) Voluntary strengths of male adults with acute low back syndromes. Clinical Orthopaedics and Related Research, 129, 84-95.
- Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schneider, E., & Stauffer, R.N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. J. Biomech., 16, 219-233.
- Floyd, W.F., & Silver, P.H.S. (1955). The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. Journal of Physiology, 129, 184-203.
- Fitzgerald, G.K., Wynveen, K.J., Rheault, W., Rothschild, B. (1983) Objective assessment with establishment of normal values for lumbar spinal range of motion. Physical Therapy, 63 (11), 1776-1781.
- Hadler, N.M. (1987). Regional musculoskeletal diseases of the low back; Cumulative trauma versus single incident. Clinical Orthopedics, 221, 33-41.

- Hasue, M., Fujiwara, M., & Kikuchi, S. (1980). A new method of quantitative measurement of abdominal and back strength. Spine, 5 (2), 143-148.
- Hazard, R., Hazard, G., Reid, S., Fenwick, J., & Reeves, V. (1988). Isokinetic trunk and lifting strength measurements: variability as an indicator of effort. Spine, 13 (1), 54-57.
- Hills, J.R. (1971). Use of measurement in selection and placement, in R.L. Thorndike, éd.: Educational measurement (p. 680-732), Washington: American Council in Education.
- Hochschuler, S.H. (1983). Diagnostic in clinical practice. Orthopedics Clinics of North America, 14 (3), 517-526.
- Keeley, J., Mayer, T.G., Cox, R., Gatchel, R.J., Smith, J., Mooney, V. (1986) Quantification of lumbar function. Part 5: Reliability of range of motion measures in the sagittal plane and an In Vivo torso rotation measurement technique. Spine, 11 (1), 31-35.
- Kinoshita, H. (1985). Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. Ergonomics, 28 (9), 1347-1362.
- Kishino, N.D., Mayer, T.G., Gatchel, R.J., Parrish, M.M., Anderson, C., Gustin, L., & Mooney, V. (1985). Quantification of lumbar function. Part 4: Isometric and isokinetic lifting simulation in normal subjects and low-back dysfunction patients. Spine, 10 (10), 921-927.
- Knutsson, E. (1981). Gait control in hemiparesis. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 13, 101-108.
- Knutsson, E. (1983). Analysis of gait and isokinetic movements for evaluation of antispastic drugs or physical therapies. Dans J.E. Desmedt (Ed.), Motor Control Mechanisms in health and diseases (pp. 1013-1034). New York: Raven Press.

- Knutsson, E., & Richards, C. (1979). Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. Brain, 102 (2), 405-430.
- Knutsson, E., Martensson, A., & Gransberg, L. (1982). Antiparetic and antispastic effects induced by Tizanidine in patients with spastic paresis. Journal of Neurological Sciences, 53, 187-204.
- Laubenthal, K.N., Smidt, G.L., & Kettlekamp, D.B. (1972). A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. Physical Therapy, 52, 34-42.
- Mayer, T.G. (1987). Assessment of lumbar function. Clin. Ortho. Rel. Res., 221, 99-109.
- Mayer, T.G., Smith, S.S., Keeley, & Mooney, V. (1985). Quantification of lumbar function. Part 2: Sagittal plane trunk strength in chronic low-back pain patients. Spine, 10 (8), 765-772.
- Mayer, T.G., Tencer, A.F., Kristoferson, S., & Mooney, V. (1984). Use of non-invasive techniques for quantification of spinal ROM in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients. Spine, 9 (6), 588-593.
- McNeil, T., Warwick, D., Andersson, G., Schultz, A. (1980) Trunk strengths in attempted flexion, extension, and lateral bending in healthy subjects and patients with low-back disorders. Spine 5, 529-538.
- Mooney, V. (1987). Impairment, disability, and handicap. Clinical Orthopedics and Related Research, 221, 14-25.
- Murray, M.P. (1987). Gait as a total pattern of movement. American Journal of Physical Medicine, 46, 290-332.
- Murray, M.P., Kory, R.C., & Clarkson, B.H. (1969). Walking patterns in healthy old men. Journal of Gerontology, 24, 169-178.

- Normand, M.C., Richards, C.L., Filion, M., Dumas, F., & Tardif, D. (1985). A simplified method for tridimensional analysis of gait movements. Dans D.A. Winter, R.W. Norman, R.P. Wells, K.C. Hayes & A.E. Patla (Eds.) Biomechanics IX-B (pp.255-259). Illinois: Human Kinetic Publishers.
- Németh, G., Ekholm, J., & Arborelius, U.P. (1984). Hip loads moments and muscular activity during lifting. Scan. J. Rehab. Med., 16, 103-111.
- Nordby, E.J. (1987). Disability evaluation of the neck and back; The McBride system. Clin. Ortho. Rel. Res., 221, 131-135.
- Normand, M.C. (1987). L'évaluation de la fonction motrice. Dissertation doctoral non-publiée. Université Laval. Québec.
- Porterfield, J.A., Mostardi, R.A., King, S., Ariki, P., Moats, E., & Noe, D. (1987). Simulated lift testing using computerized isokinetics. Spine, 12 (7), 683-687.
- Richards, C., & Knutsson, E. (1974). Evaluation of abnormal gait patterns by intermittent-light photography and electromyography. Scan. J. Rehab. Med. Suppl., 3, 61-68.
- Richards, C., Bédard, P.J., Fortin, G., & Malouin, F. (1983). Quantitative evaluation of the effects of L-dopa in torsion distonia: A case report. Neurology, 33, 1083-1087.
- Smidt, G., Herring, T., Amundsen, L., Rogers, M., Russell, A., & Lehmann, T. (1983). Assessment of abdominal and back extensor function: A quantitative approach and results for chronic low-back patients. Spine, 8 (2), 211-219.
- Smith, S.S., Mayer, T.G., Gatchel, R.J., & Becker, T.J. (1985). Quantification of lumbar function. Part 1: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. Spine, 10 (8), 757-764.

- Spitzer, W.O., Leblanc, F.E., & Dupuis, M. (1987). Scientific Approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders: A monograph for clinicians. Spine, 12, 7S, 1-59.
- Suzuki, N., & Endo, S. (1983). A quantitative study of trunk muscle strength and fatigability in the low-back syndrome. Spine, 8 (1), 69-74.
- Tanii, K., Masuda, T. (1983). A kinesiologic study of erector spinae activity during trunk flexion and extension. Ergonomics, 28 (6), 883-893.
- Thorstensson, A., & Arvidson, A. (1982). Trunk muscle strength and low back pain. Scan. J. Rehab. Med., 14, 69-75.
- Thorstensson, A., Carlson, H., Zomlefer, M.R., & Nilsson, J. (1982). Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. Acta Physiologica Scandinavia, 116, 13-20.
- Triano, J.J., Schultz, A.B. (1987) Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. Spine, 12 (6), 561-565.
- Waddell, G. (1987). Clinical assessment of lumbar impairment. Clin. Ortho. Rel. Res., 221, 110-120.
- Weiss, P.L., & St-Pierre, D. (1983). Upper and lower extremity EMG correlations during normal human gait. Arch. Phys. Med., 64, 11-15.
- Winter, D.A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. Journal of Motor Behavior, 15, 302-330.
- Winter, D.A. (1984). Pathological gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 65, 393-398.
- Yang, J.F., & Winter, D.A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnosis tools in gait analysis. Arch. Phys. Med. Rehab., 65, 517-521.

Yang, J.F., & Winter, D.A. (1985). Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 60, 485-491.

ANNEXE 1

QUESTIONNAIRE MÉDICAL REMPLIS PAR LE SUJET

1. Identité

Nom et Prénom:

Sexe: M F

Adresse:

Poids:

Ville:

Taille:

Âge:

No Tél.: R.:

B.:

2. Histoire Médicale:

2.1 Antécédents personnels:

2.11 Avez-vous déjà souffert d'une maladie nécessitant les soins du médecins ou une hospitalisation?

	Maladie	Date
a)		
b)		
c)		

2.12 Avez-vous déjà été opéré? OUI NON Date

Si oui, détails:

2.13 Avez-vous déjà eu une fracture ou une entorse? OUI NON

Si oui, détails:

2.2 Antécédents Familiaux (faire un X)

	PÈRE		MÈRE		FRÈRE ET SOEUR	
	oui	non	oui	non	oui	non
a) cancé	___	___	___	___	___	___

b) cardiaque	_____	_____	_____	_____	_____	_____
c) diabète	_____	_____	_____	_____	_____	_____
d) obésité	_____	_____	_____	_____	_____	_____
e) rhumatisme	_____	_____	_____	_____	_____	_____

2.3 Maladie Actuelle:

SOUFFREZ-VOUS DE

OUI

NON

mal de tête

dépression

étourdissement

bourdonnement d'oreille

convulsion

difficulté à voir

difficulté à entendre

trouble cardiaque

rhumatisme articulaire aigu

scoliose

cyphose

lordose

hallux valgus

durillons

problèmes d'orteil

problème de pied

problème de cheville

problème de genou

problème de hanche

haute pression artériel

douleur articulaire et raideur

mal de dos

2.4 Habitude de vie.

2.41 Tabac: Combien/jour depuis quand

cigarette:

cigare:

pipe:

2.42 Alcool: tous les jours occasionnellement

bière

vin

autres

2.43 médication OUI NON

Utilisez-vous de la drogue?

OUI NON

Si oui, lesquels: Dose

2.44 Diète Spéciale? OUI NON

Pourquoi?

2.45 Sommeil Combien d'heure par nuit?

ANNEXE 2

TABLEAUX DES CHIFFRES ALÉATOIRES

Tableau 5-A: Assignation aléatoire de la lettre rattachée au vrai pathologique pour les activités MSC et MAC. Le procédé est le suivant: le chiffre 1 est assigné à la lettre A, le chiffre 2 à la lettre B, et le chiffre 3 à la lettre C. À l'aide d'une table de chiffre aléatoire, chaque fois que l'un des chiffres 1, 2, ou 3 est rencontré la courbe comparative ayant le vrai sujet pathologique est assignée de la lettre correspondante à ce chiffre. Par exemple, pour la courbe comparative de l'erector spinae gauche pendant l'exécution de la marche sans masse à transporter, le chiffre 2 fut rencontré en premier dans la série de nombre aléatoire. Ainsi la courbe MSC-ESG sera assignée de la lettre B dans l'examen présenté aux trois juges.

	CAS 1	CAS 2	CAS 3
MSC-ESG	B	B	C
MSC-ESD	B	A	B
MSC-HANCHE	B	B	C
MAC-ESG	B	B	C
MAC-ESD	A	C	A
MAC-HANCHE	A	A	B

Tableau 5-B: Suite de l'assignation aléatoire de la lettre rattachée au vrai pathologique pour les activités FTDA et ETDA.

	CAS 1	CAS 2	CAS 3
FTDA-ESG	A	C	C
FTDA-ESD	B	B	C
FTDA-HANCHE	B	C	B
ETDA-ESG	B	A	A
ETDA-ESD	B	C	C
ETDA-HANCHE	C	A	B

Tableau 6-A: Assignation aléatoire du sujet-cible à retirer de l'échantillon normal pour l'établissement des courbes comparatives pour les activités MSC et MAC. Le procédé est le suivant: les chiffres 0 à 9 inclusivement sont assignés aux sujets 1 à 10 de notre échantillon normal, respectivement. À l'aide d'une table de chiffre aléatoire, chaque fois que l'un des chiffres 0 à 9 est rencontré les résultats EMG ou de déplacement angulaire, selon le cas, de ce sujet normal sont retirés de l'échantillon normal. La courbe comparative est ensuite établie à partir des 9 autres sujets normaux. Le sujet ayant été retiré de la moyenne étant utilisé comme faux-pathologique.

	CAS 1	CAS 2	CAS 3
MSC-ESG	6, 9	2, 0	9, 4
MSC-ESD	8, 7	6, 4	0, 8
MSC-HANCHE	5, 8	9, 6	2, 3
MAC-ESG	0, 5	8, 2	0, 1
MAC-ESD	0, 5	0, 7	8, 7
MAC-HANCHE	0, 9	6, 7	5, 7

Tableau 6-B: Assignation aléatoire du sujet-cible à retirer de l'échantillon normal pour l'établissement des courbes comparatives pour les activités FTDA et ETDA.

	CAS 1	CAS 2	CAS 3
FTDA-ESG	6, 2	4, 0	2, 9
FTDA-ESD	9, 7	9, 2	3, 8
FTDA-HANCHE	2, 2	3, 6	1, 4
ETDA-ESG	7, 4	3, 7	1, 1
ETDA-ESD	5, 1	8, 5	4, 2
ETDA-HANCHE	4, 6	1, 3	9, 0

ANNEXE 3

FIGURES MONTRANT LES COURBES D'ACTIVATION DE CHAQUE SUJET POUR CHAQUE ACTIVITÉ

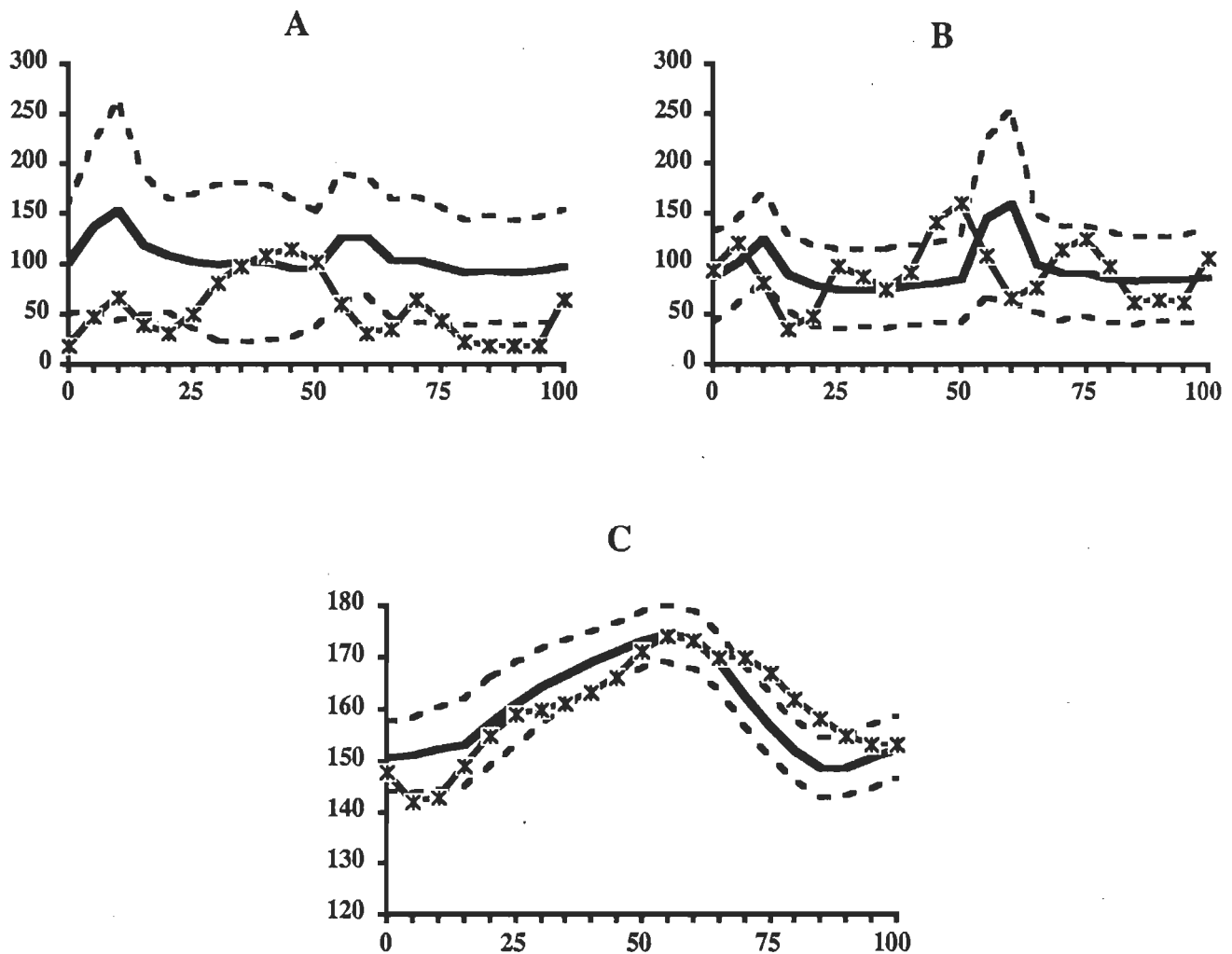


Figure 6. Résultats obtenus pour le cas no 1 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher sans masse à transporter. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

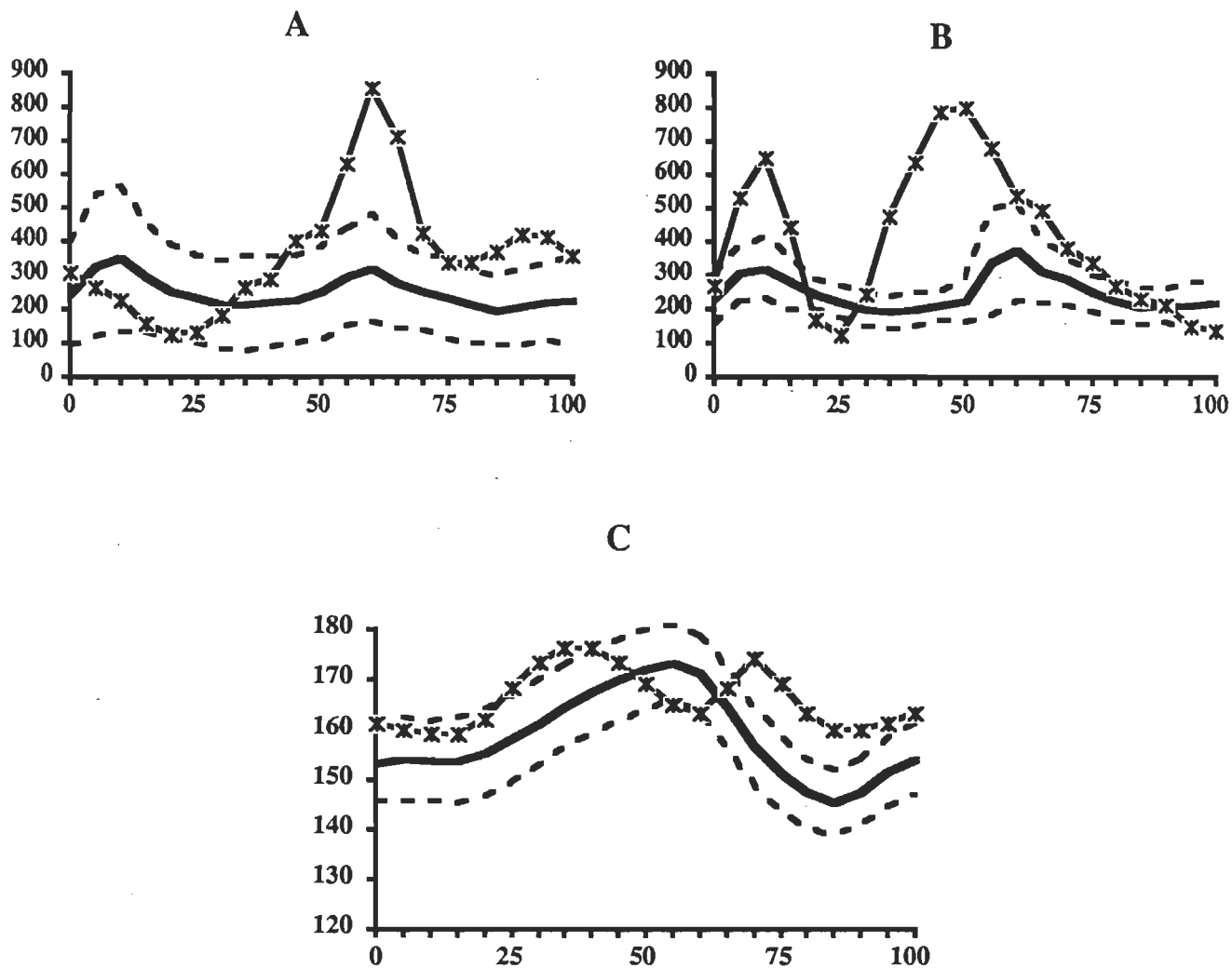


Figure 7. Résultats obtenus pour le cas no 1 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher avec une masse de 22.7 kg à transporter. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

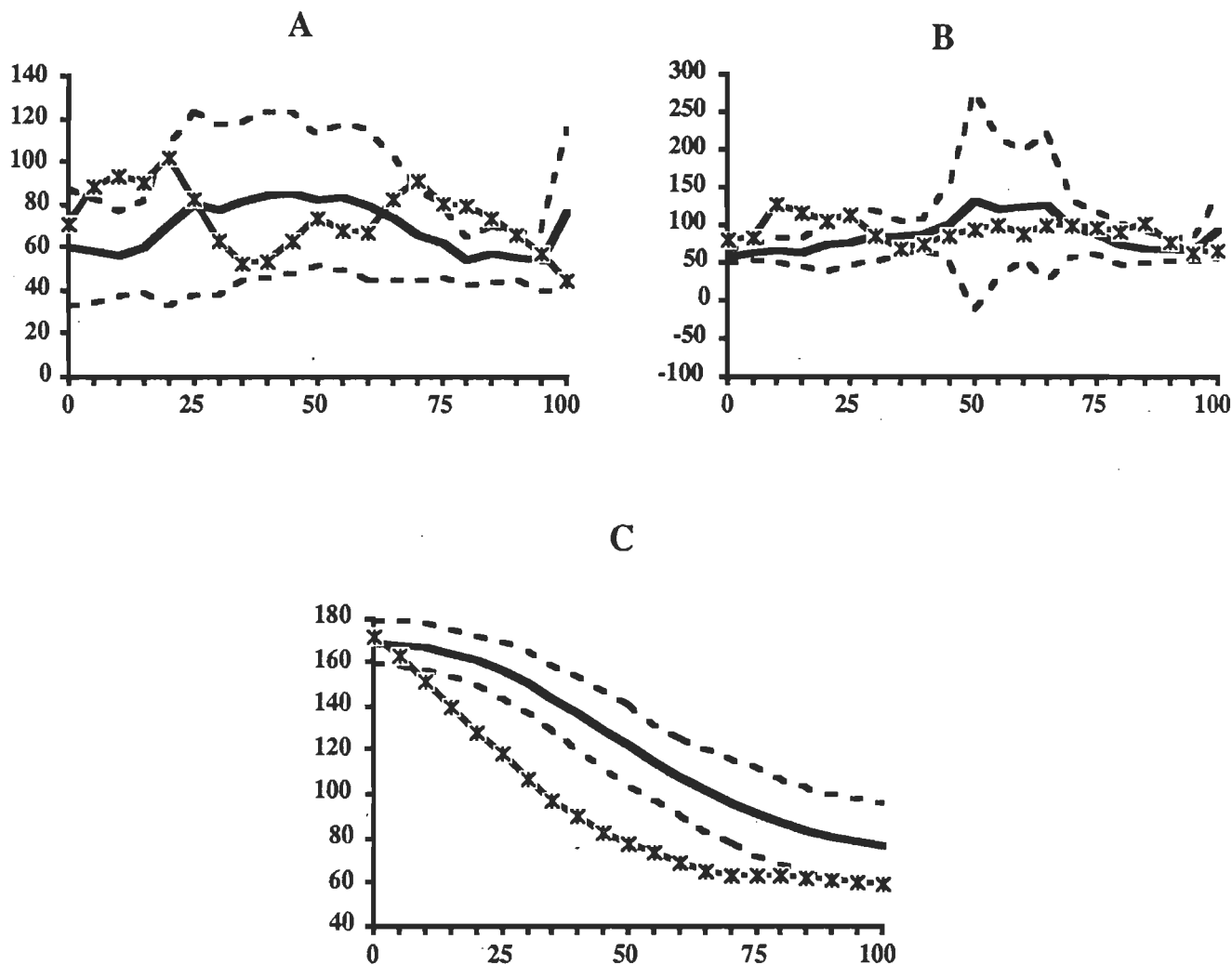


Figure 8. Résultats obtenus pour le cas no 1 pendant l'exécution de l'activité consistant à fléchir le tronc, genoux tendus, avec une masse de 22.7 kg. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

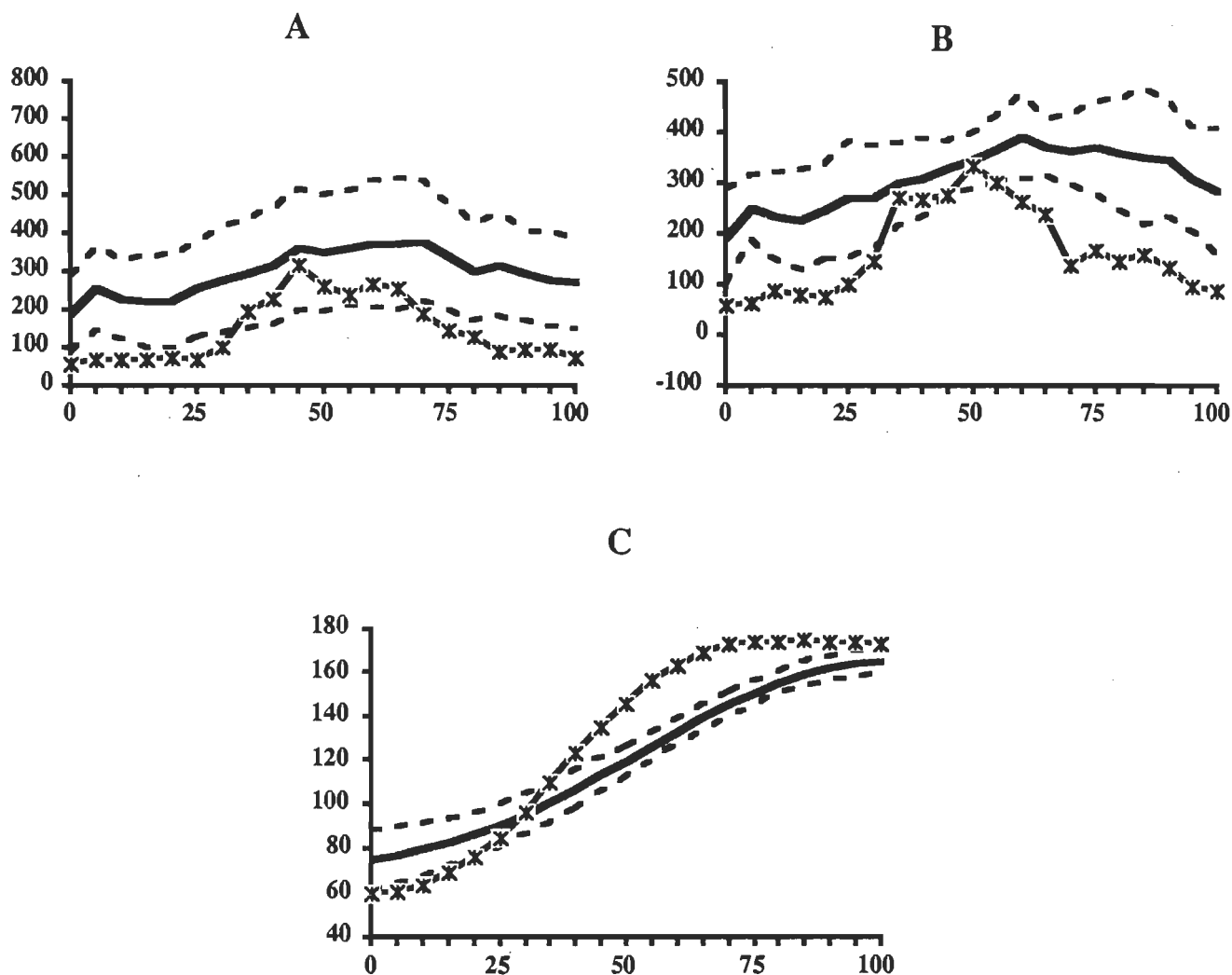


Figure 9. Résultats obtenus pour le cas no 1 pendant l'exécution de l'activité consistant en l'extension du tronc, genoux tendus, avec une masse de 22.7 kg. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

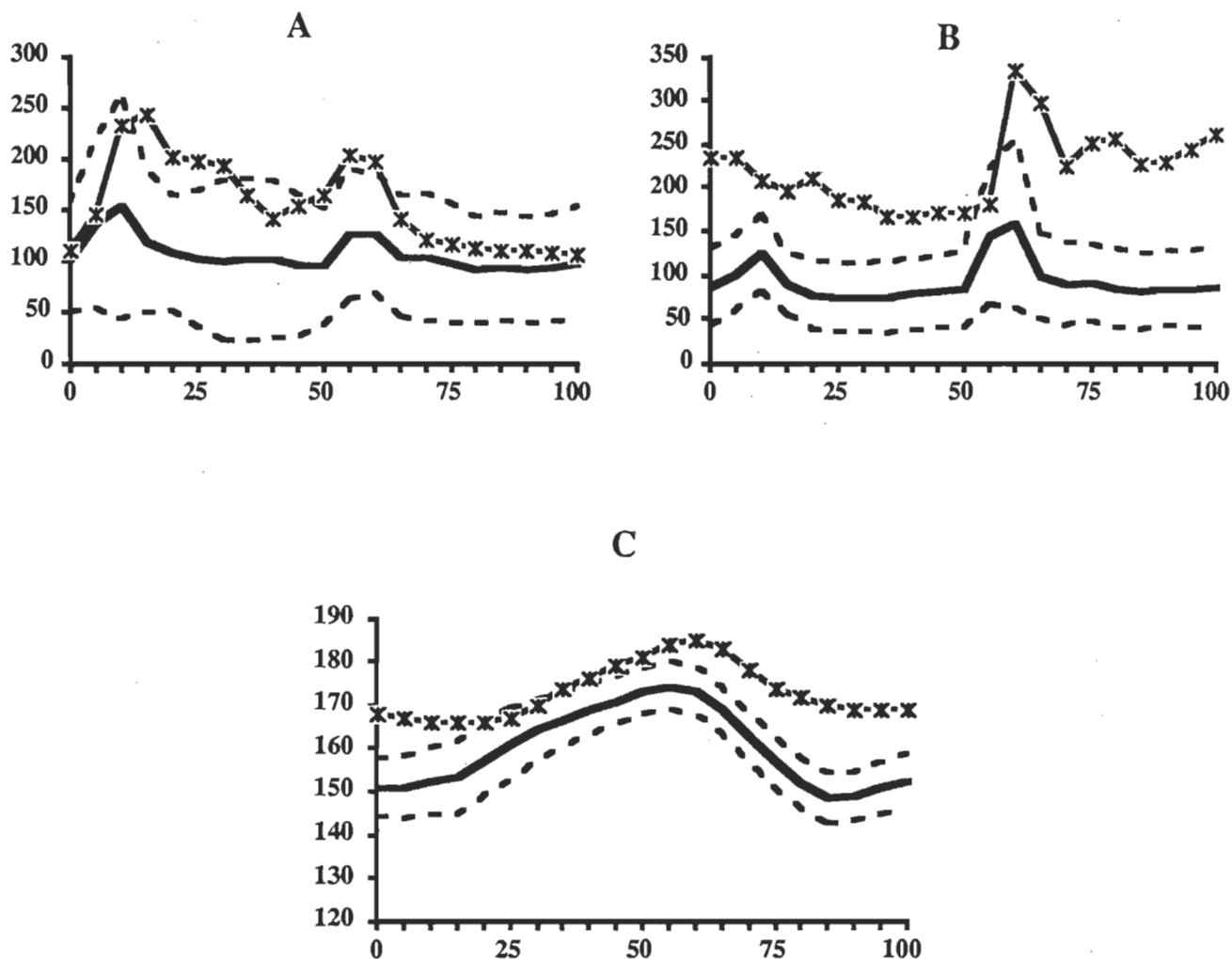


Figure 10. Résultats obtenus pour le cas no 2 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher sans masse à transporter. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

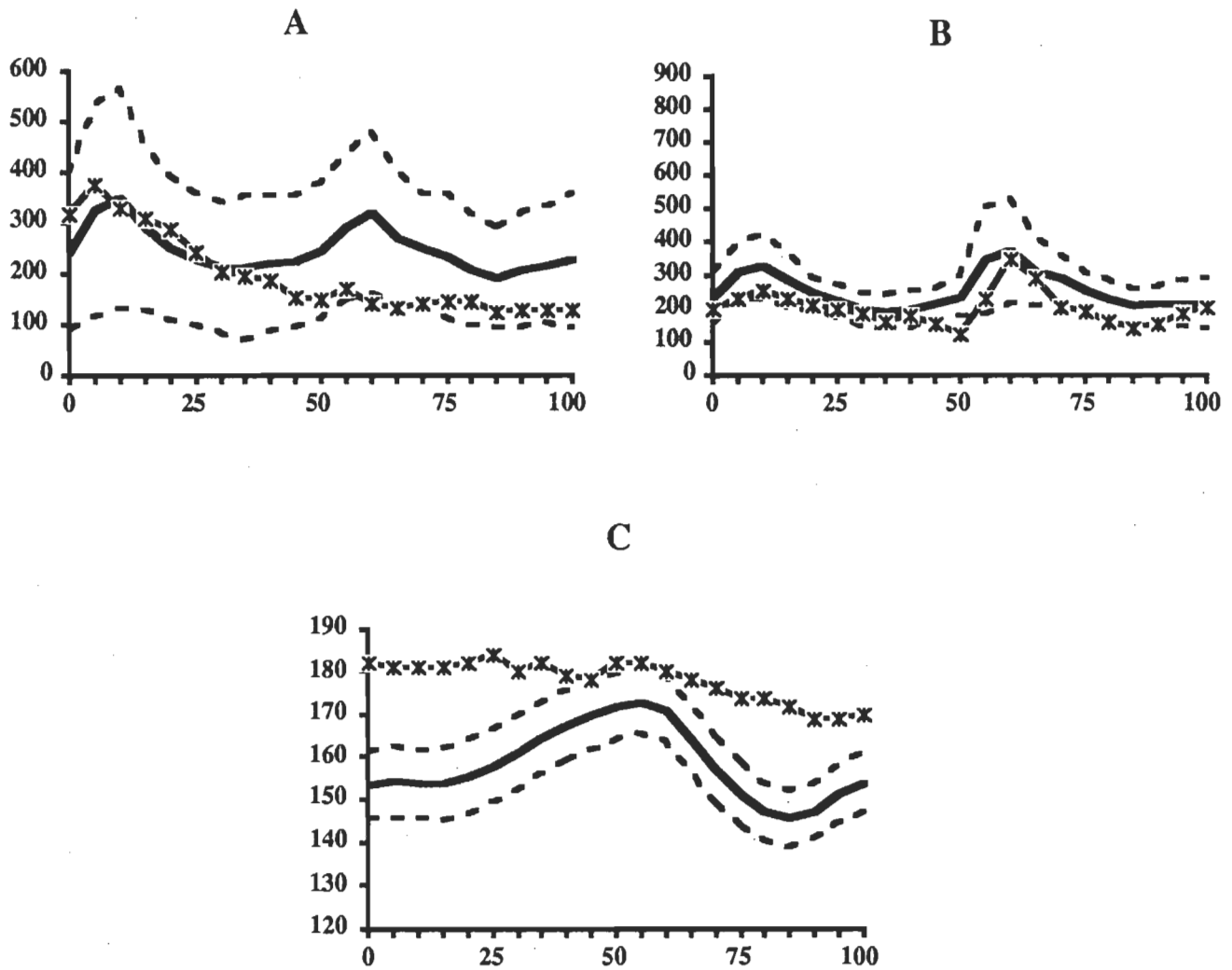


Figure 11. Résultats obtenus pour le cas no 2 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher avec une masse de 22.7 kg à transporter. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

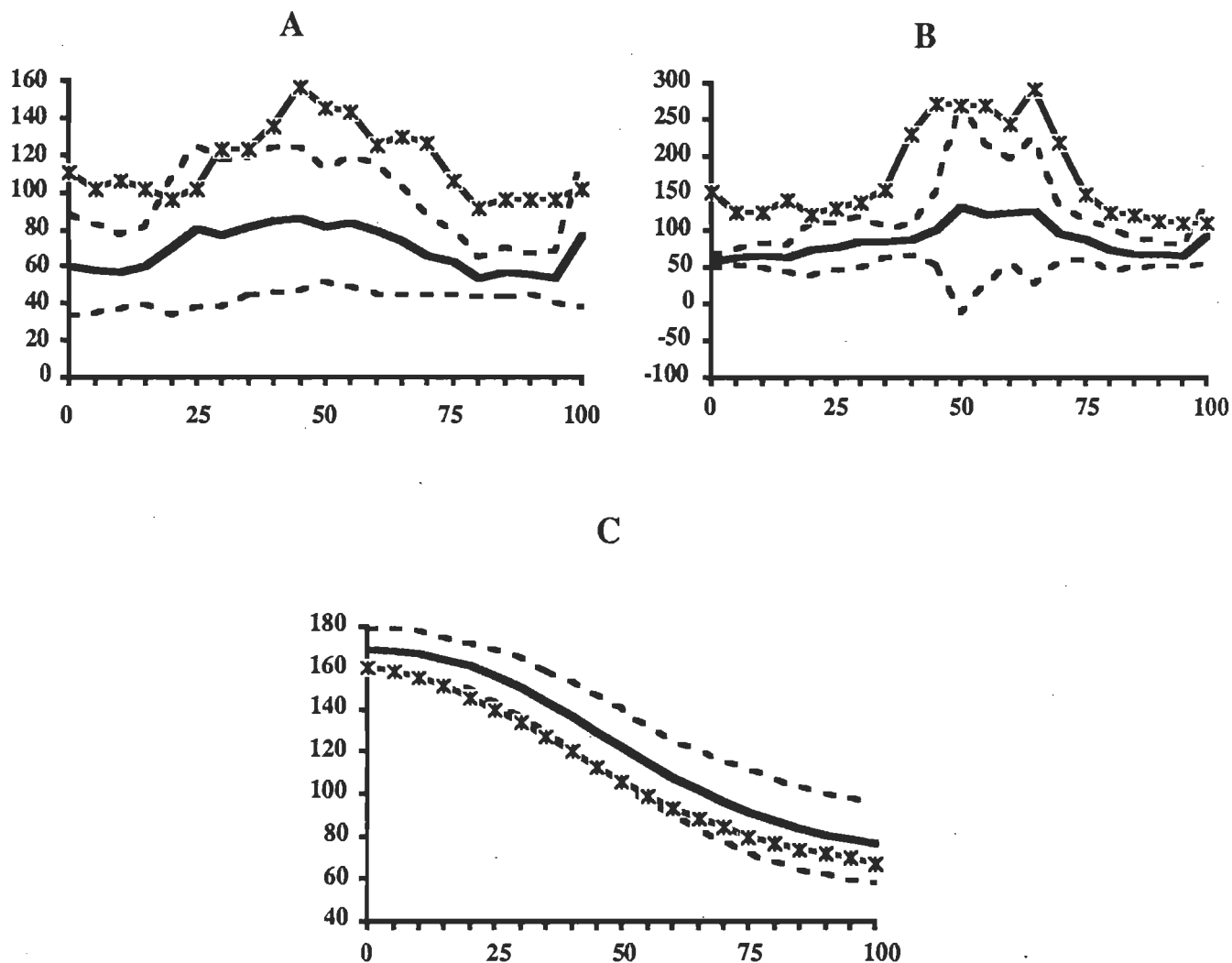


Figure 12. Résultats obtenus pour le cas no 2 pendant l'exécution de l'activité consistant à fléchir le tronc, genoux tendus, avec une masse de 22.7 kg. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

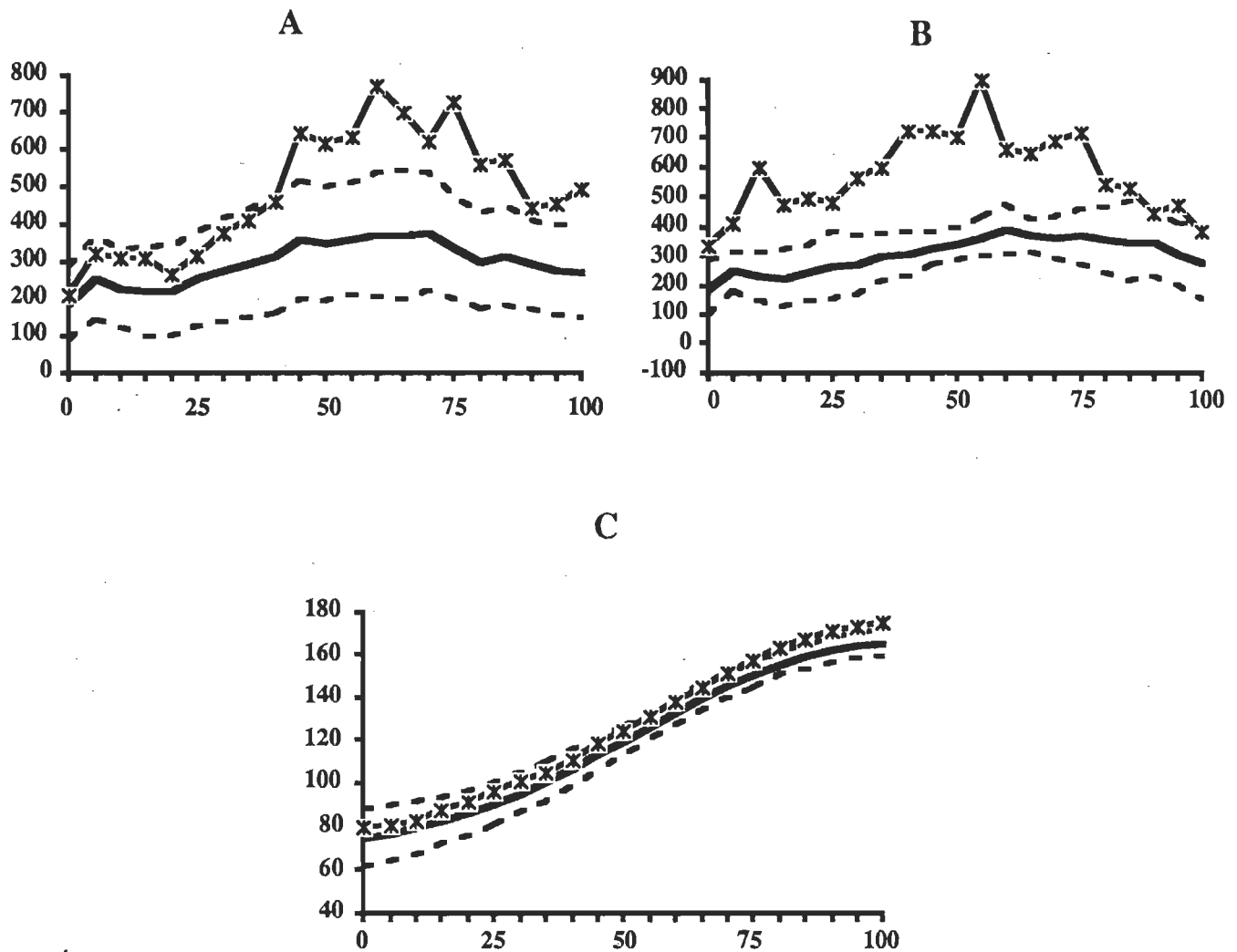


Figure 13. Résultats obtenus pour le cas no 2 pendant l'exécution de l'activité consistant en l'extension du tronc, genoux tendus, avec une masse de 22.7 kg. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

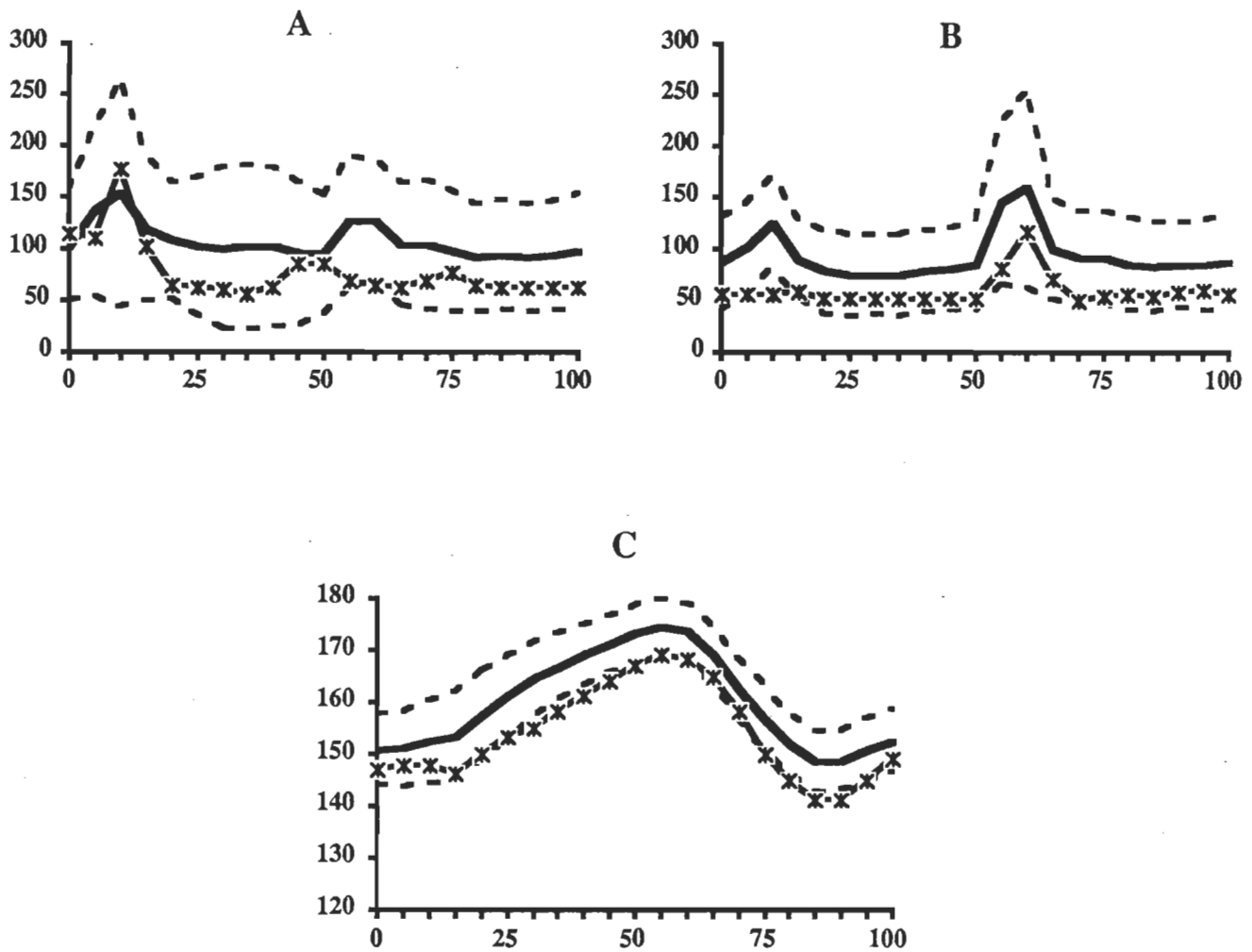


Figure 14. Résultats obtenus pour le cas no 3 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher sans masse à transporter. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

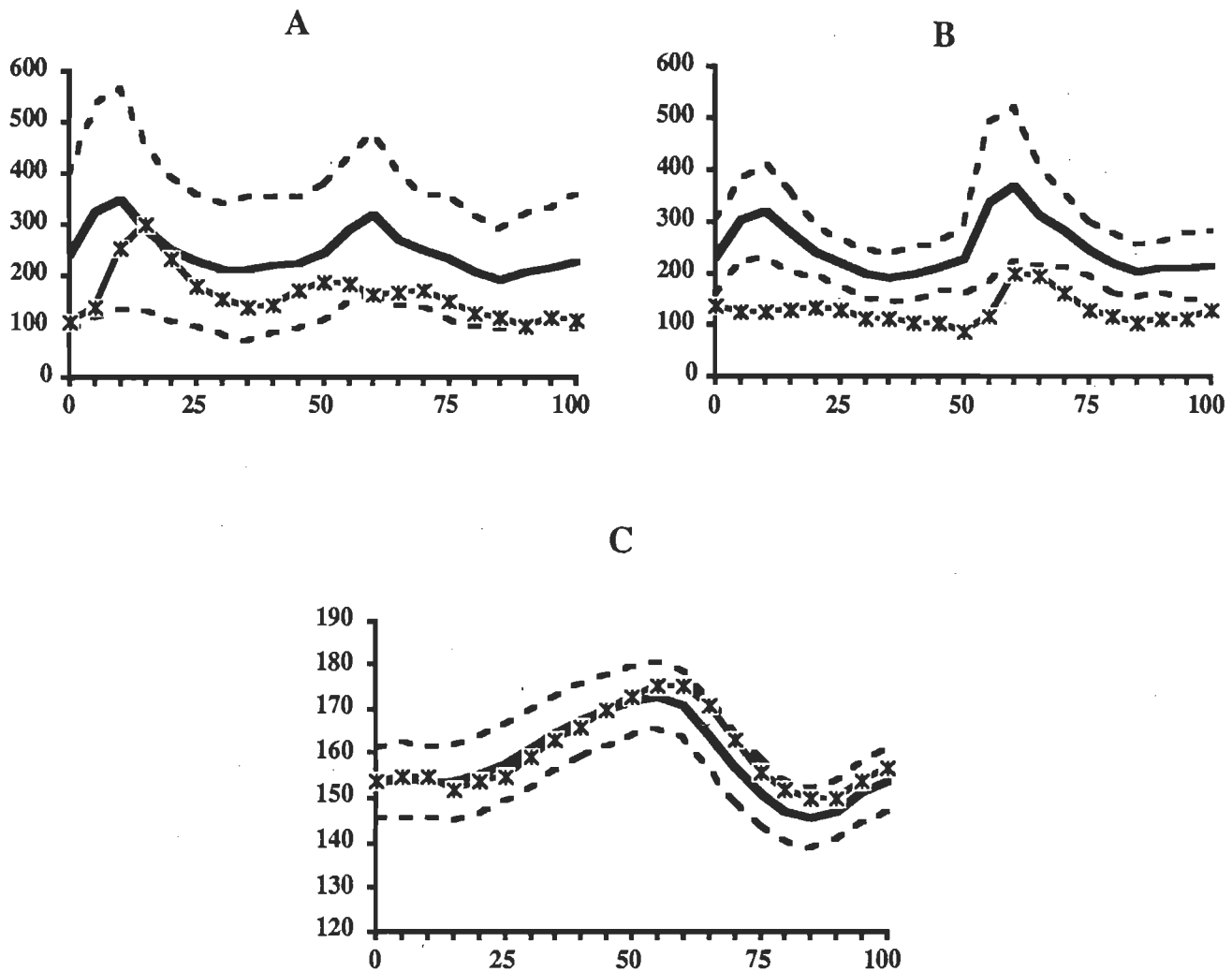


Figure 15. Résultats obtenus pour le cas no 3 pendant l'exécution de l'activité consistant à marcher avec une masse de 22.7 kg à transporter. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

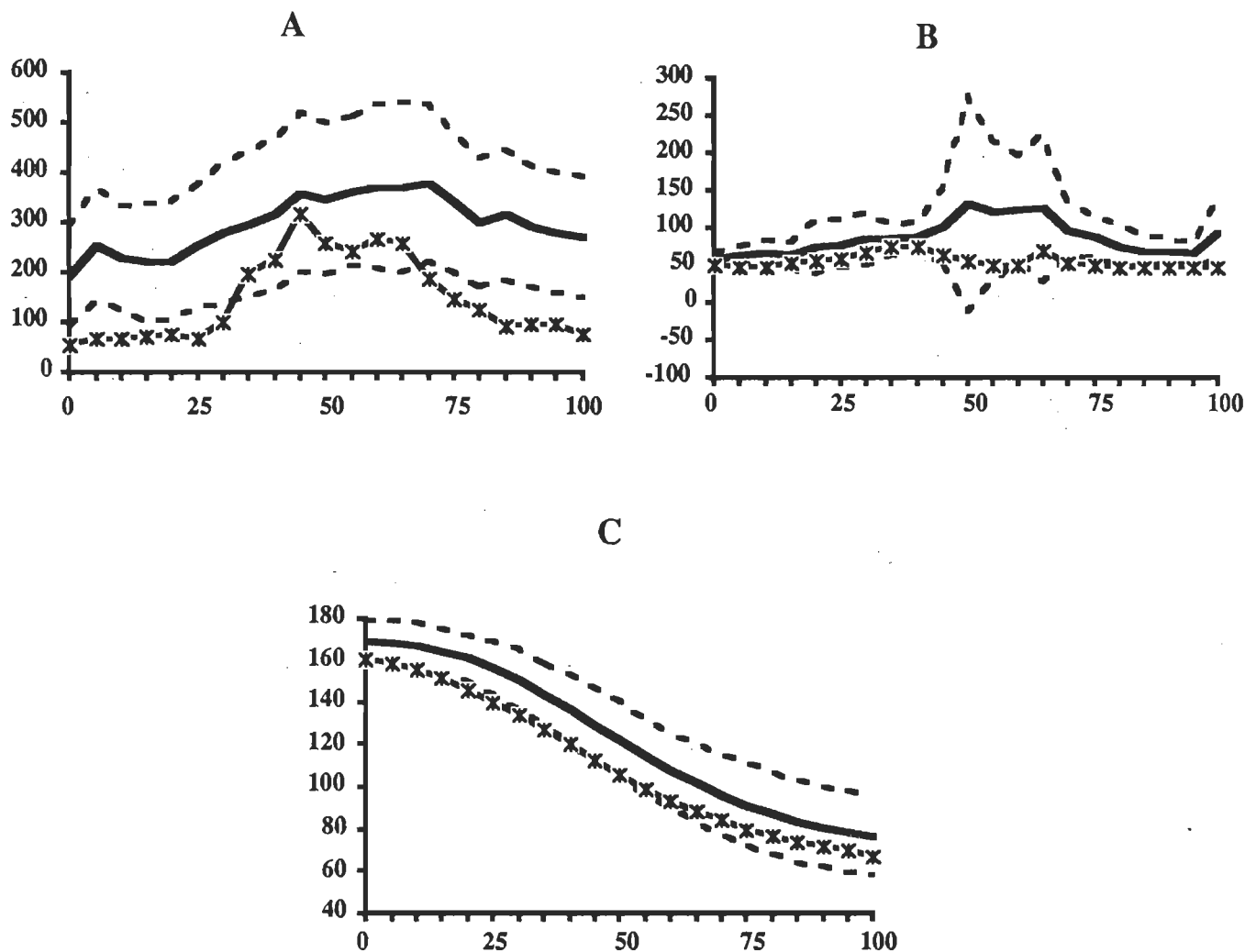


Figure 16. Résultats obtenus pour le cas no 3 pendant l'exécution de l'activité consistant à fléchir le tronc, genoux tendus, avec une masse de 22.7 kg. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

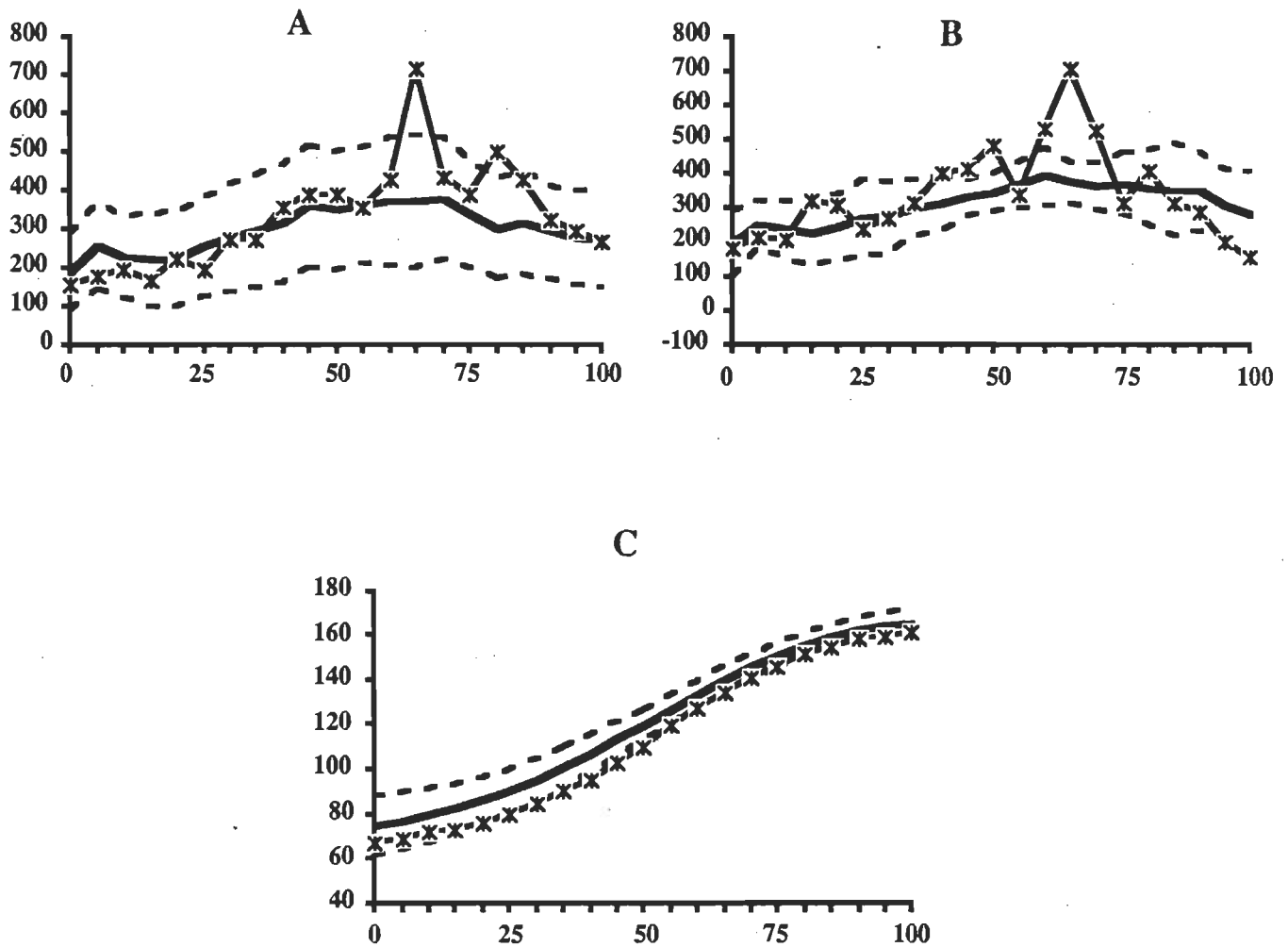


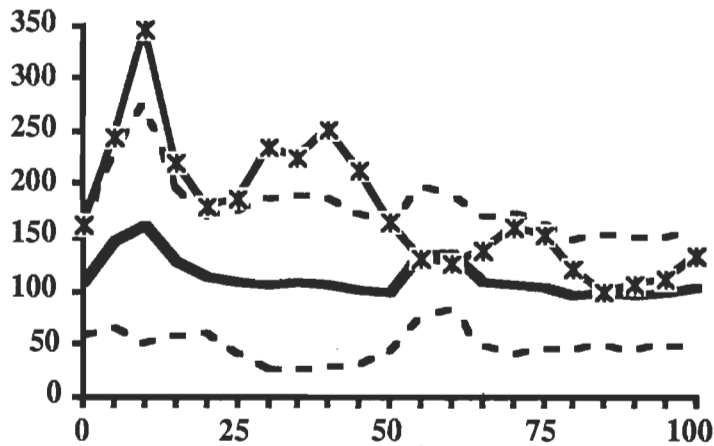
Figure 17. Résultats obtenus pour le cas no 3 pendant l'exécution de l'activité consistant en l'extension du tronc, genoux tendus, avec une masse de 22.7 kg. L'axe des X est en pourcentage du cycle de l'activité. L'axe des Y est en microvolts pour les graphiques représentant les erector spinae gauche (A) et droit (B), et en degrés pour le graphique représentant le déplacement angulaire de la hanche droite (C). La courbe avec des * est la courbe du patient.

ANNEXE 4

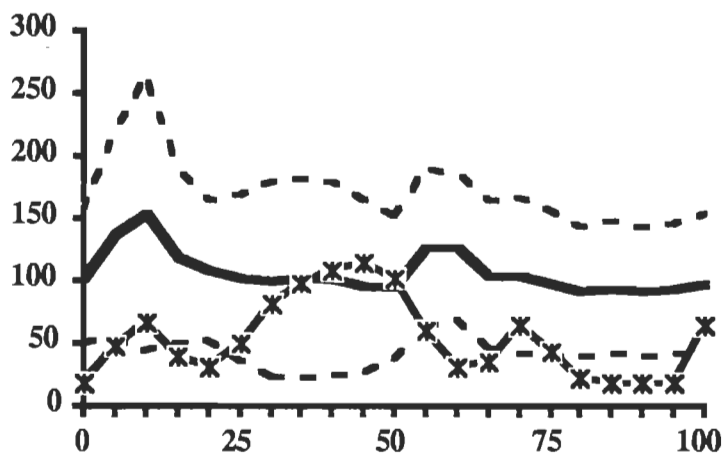
EXEMPLAIRE DE L'EXAMEN EFFECTUÉ PAR LES TROIS JUGES

MARCHE

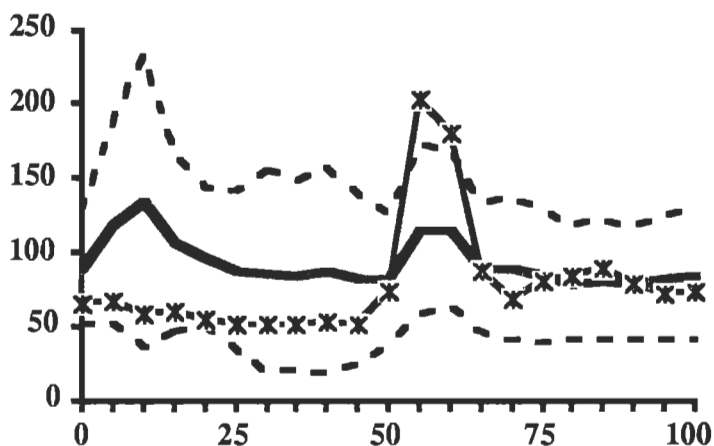
A



B



C



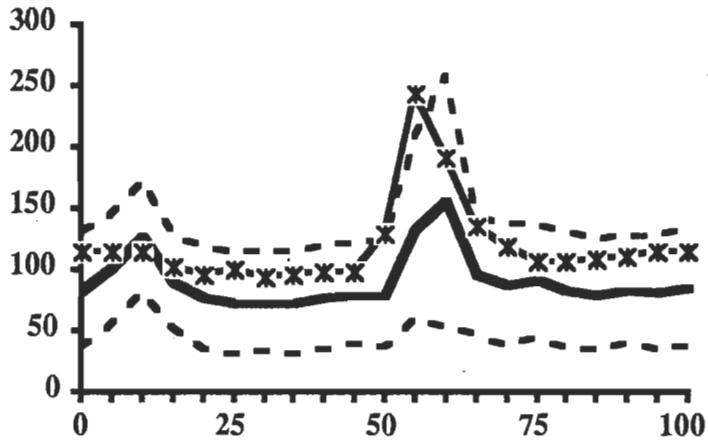
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

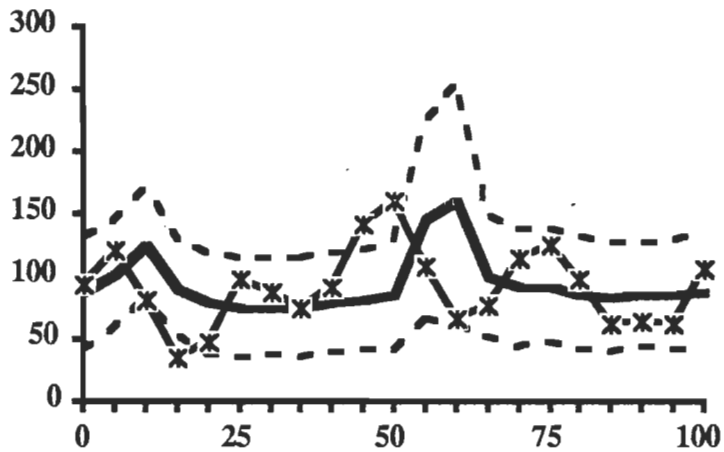
B

C

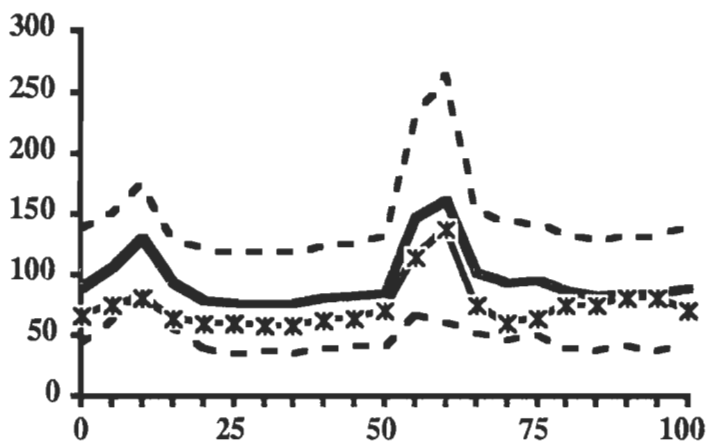
A



B



C



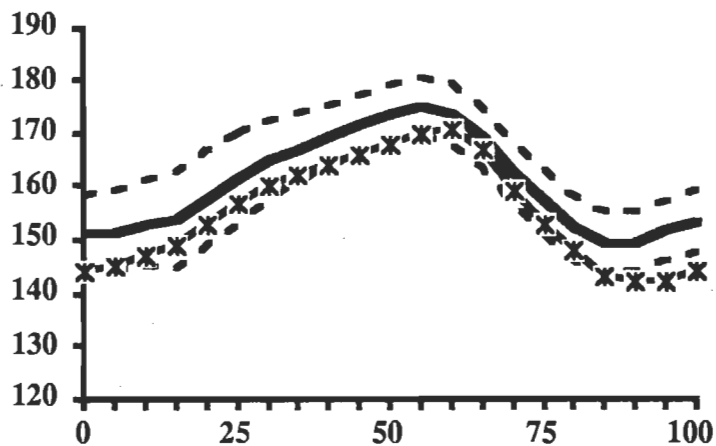
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptomatique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

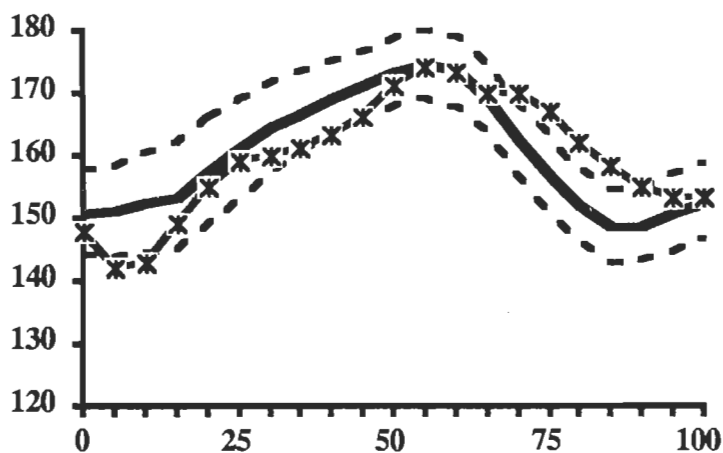
B

C

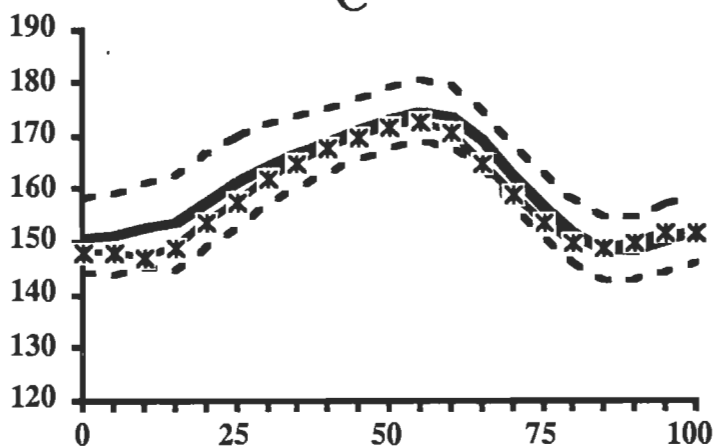
A



B



C



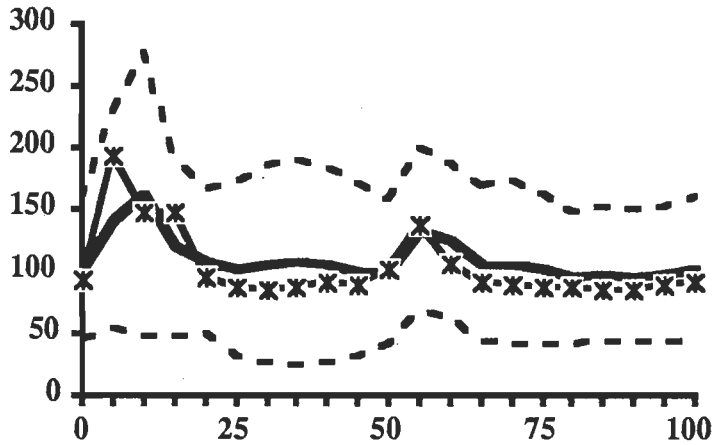
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

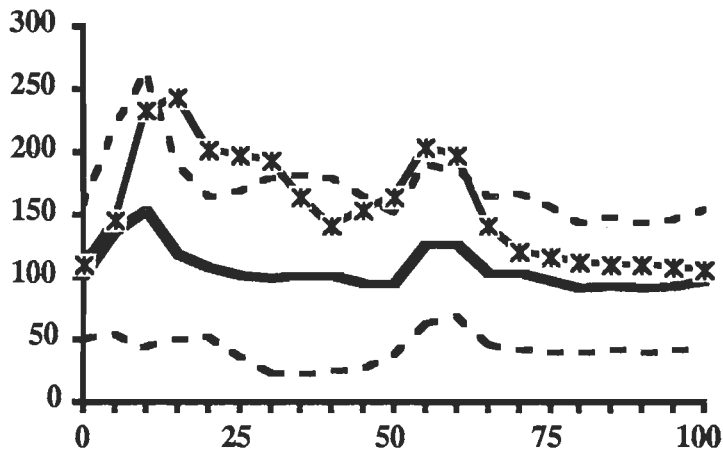
B

C

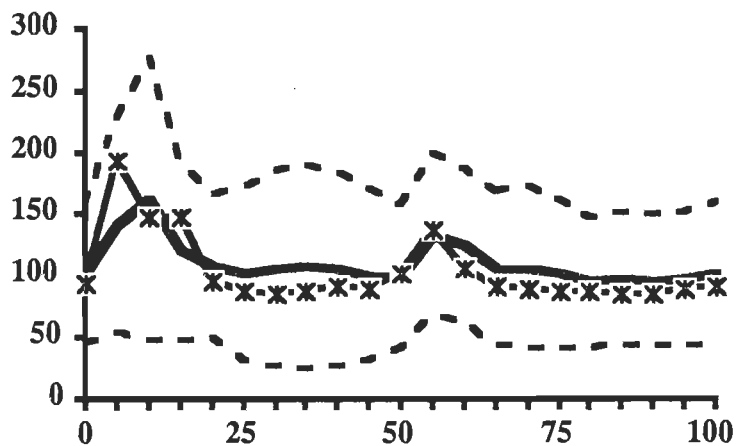
A



B



C



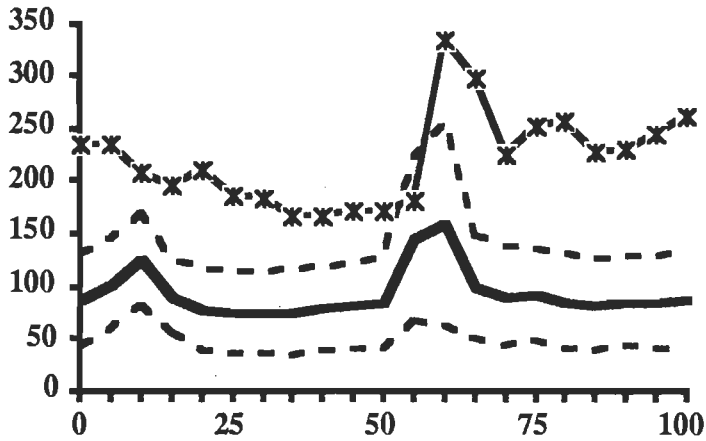
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

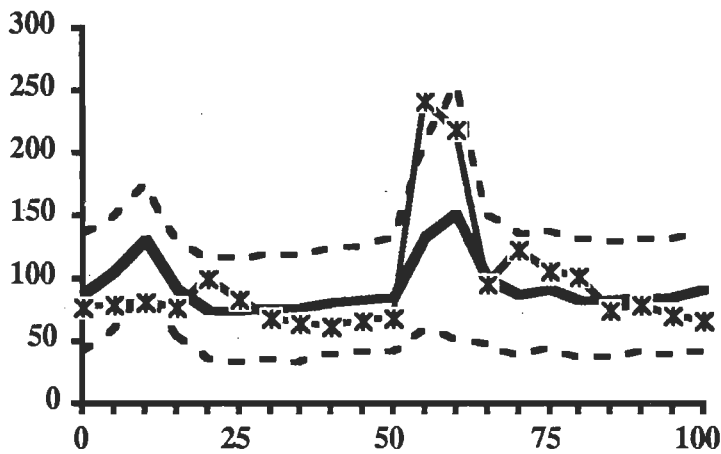
B

C

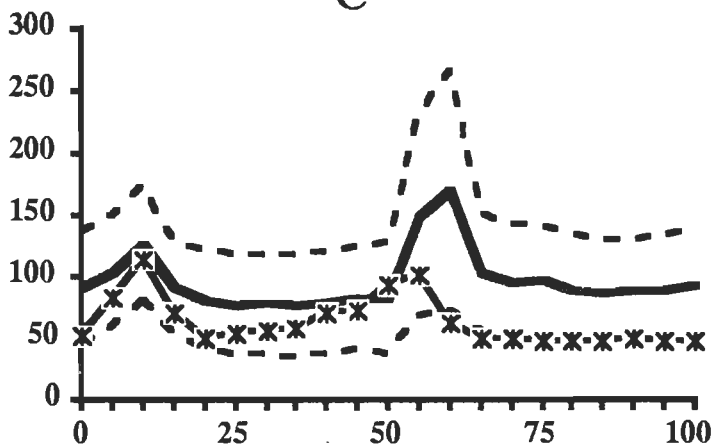
A



B



C



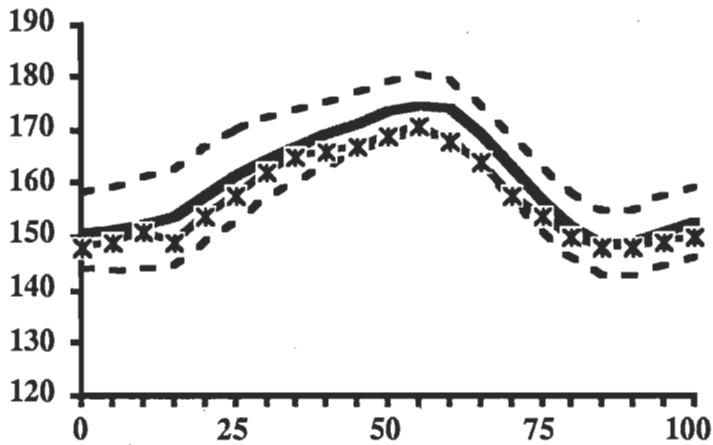
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

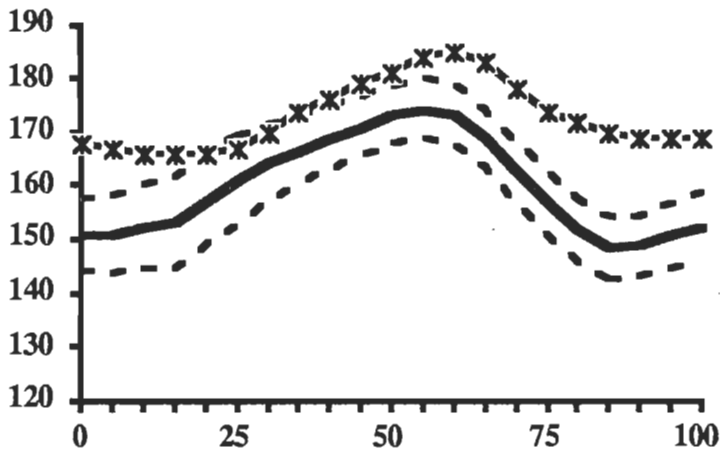
B

C

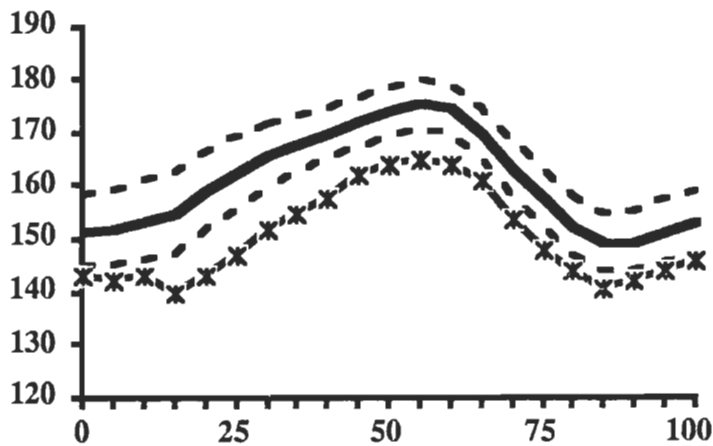
A



B



C



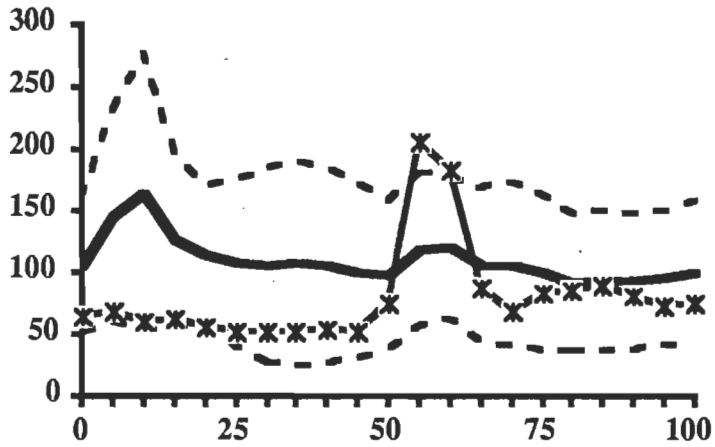
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

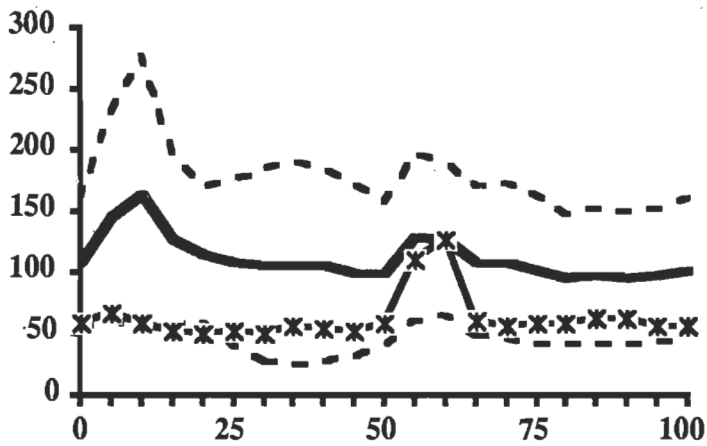
B

C

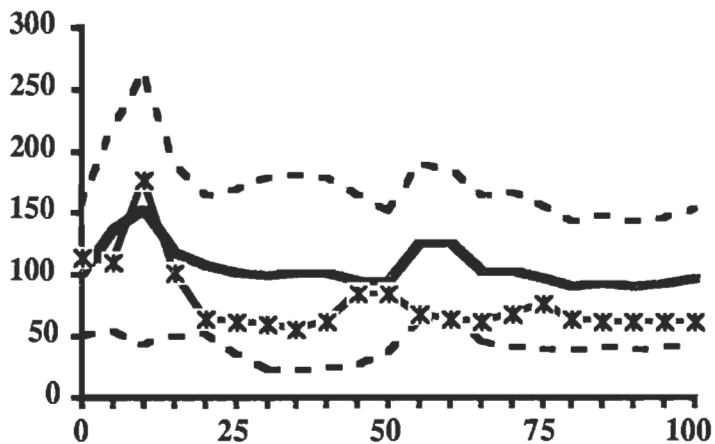
A



B



C



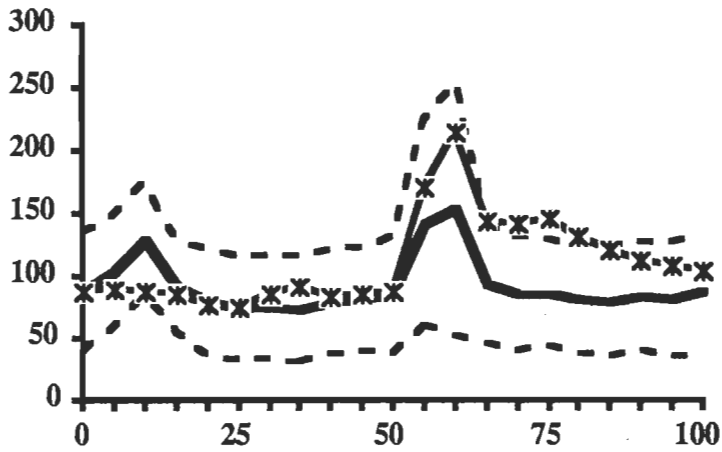
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

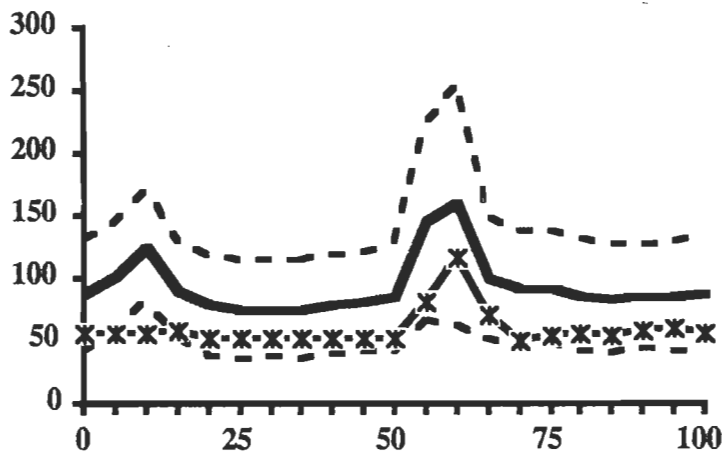
B

C

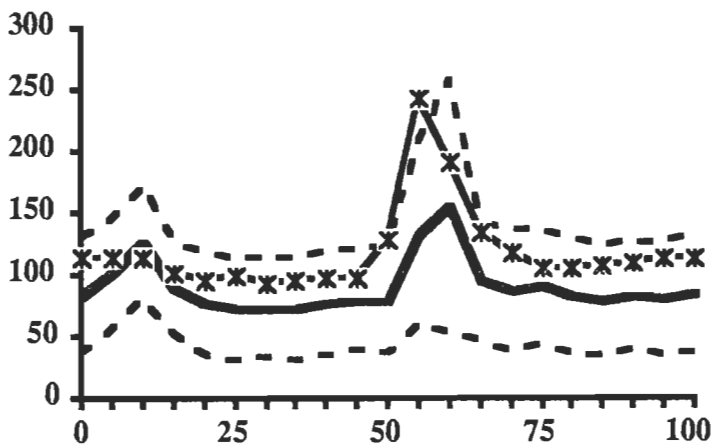
A



B



C



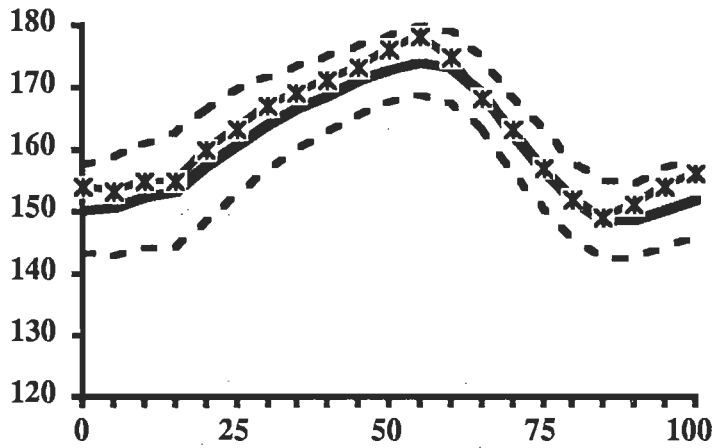
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

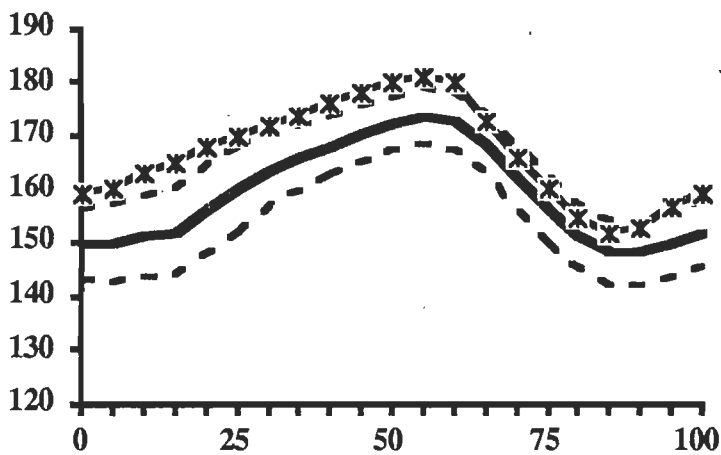
B

C

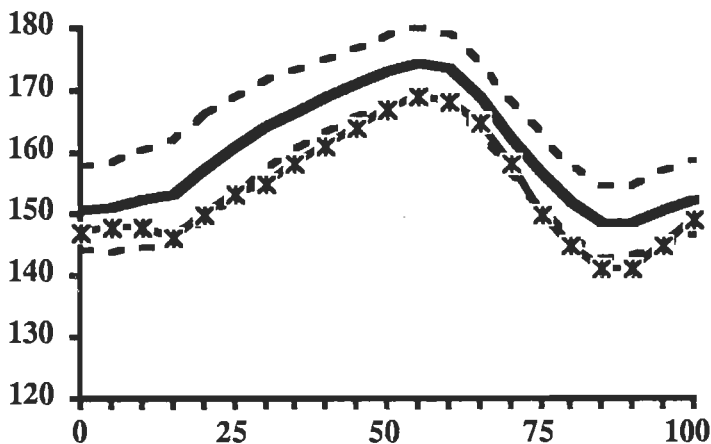
A



B



C



Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

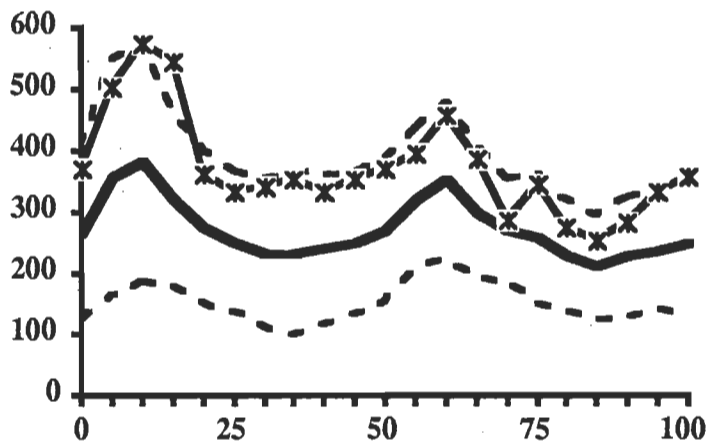
A

B

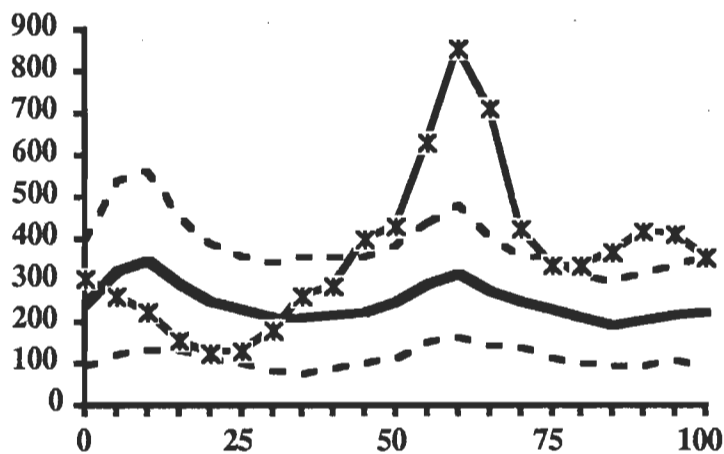
C

MARCHE AVEC UNE MASSE DE 22.7 KG

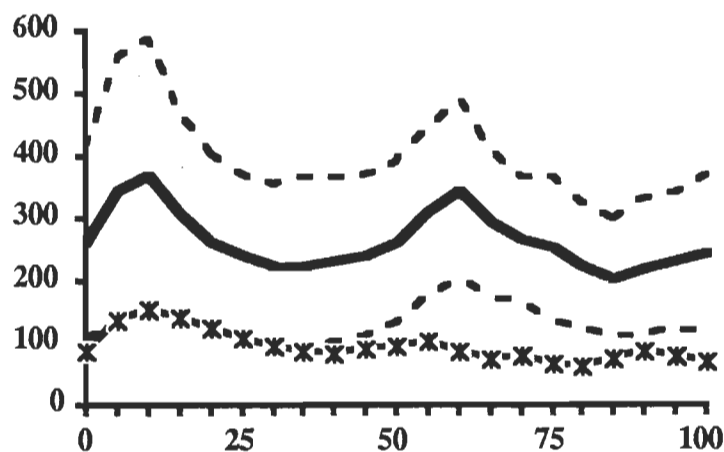
A



B



C



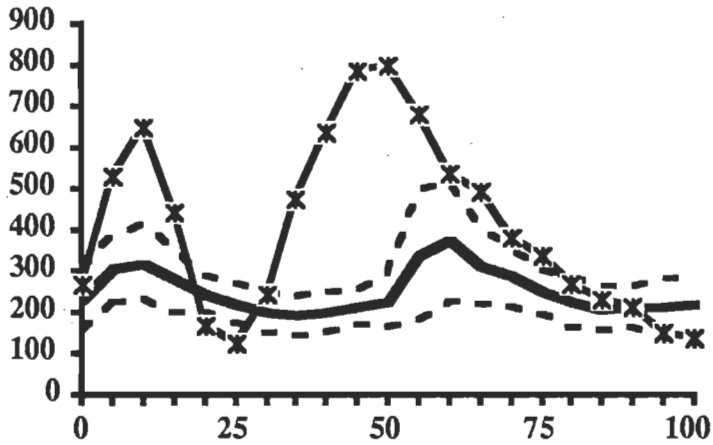
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

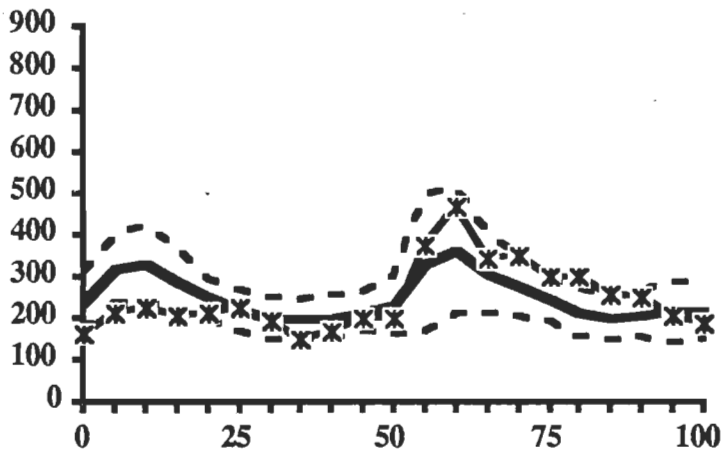
B

C

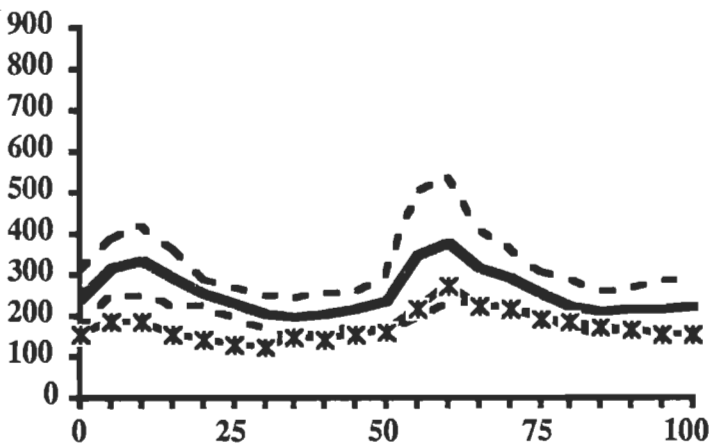
A



B



C



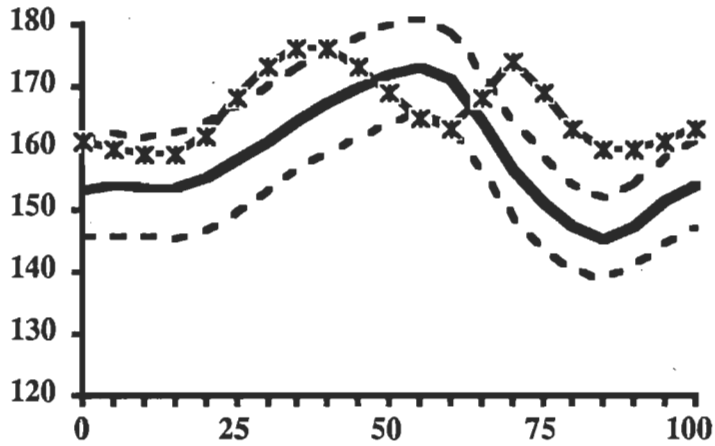
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

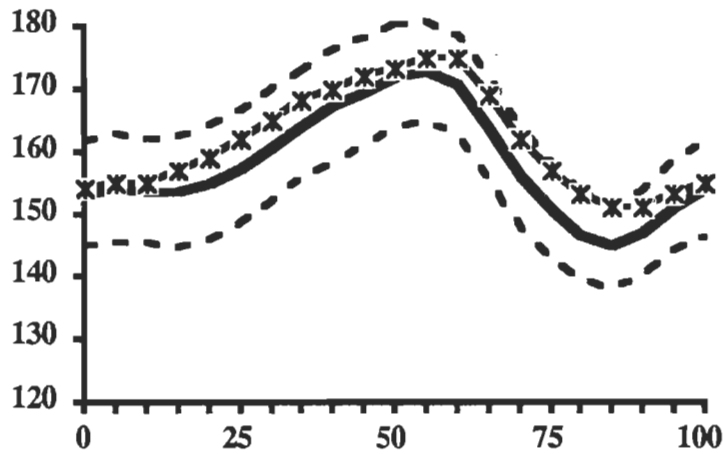
B

C

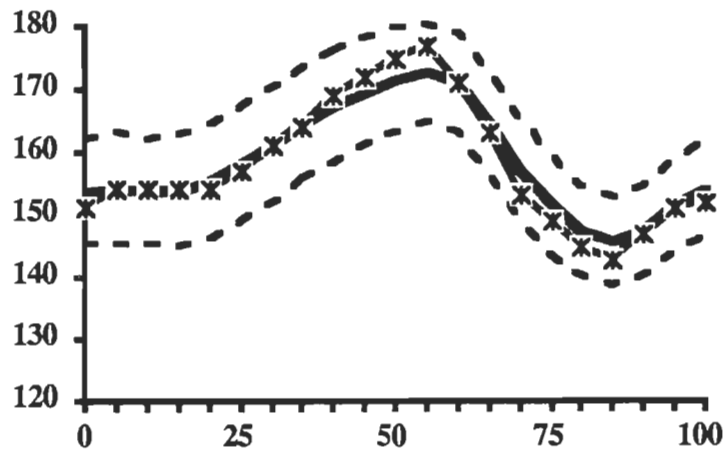
A



B



C



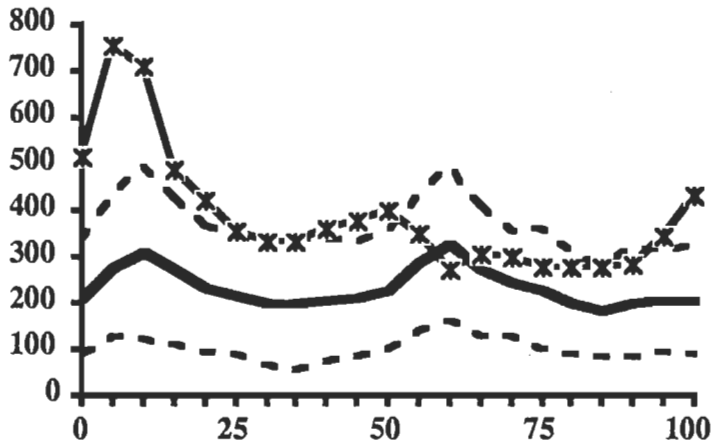
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

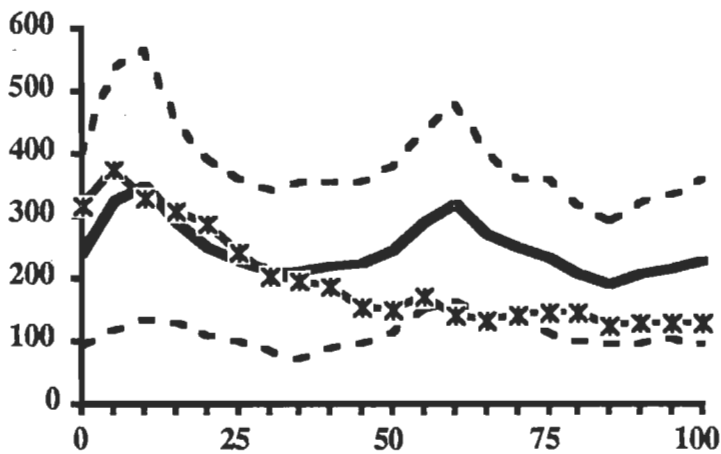
B

C

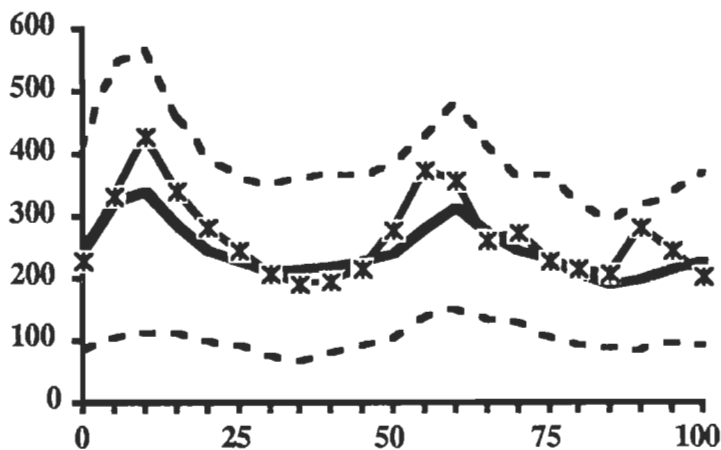
A



B



C



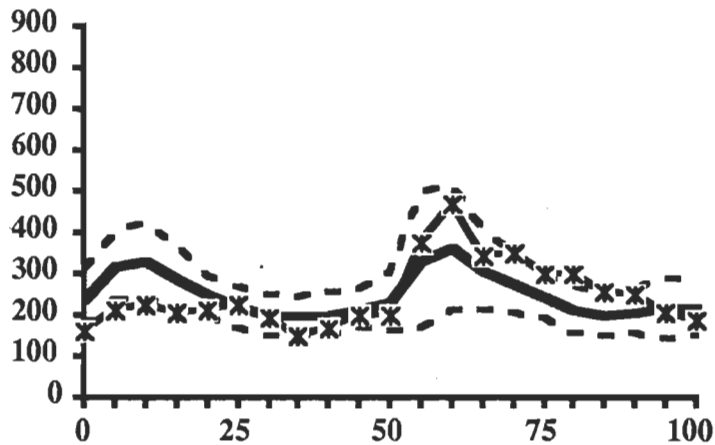
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

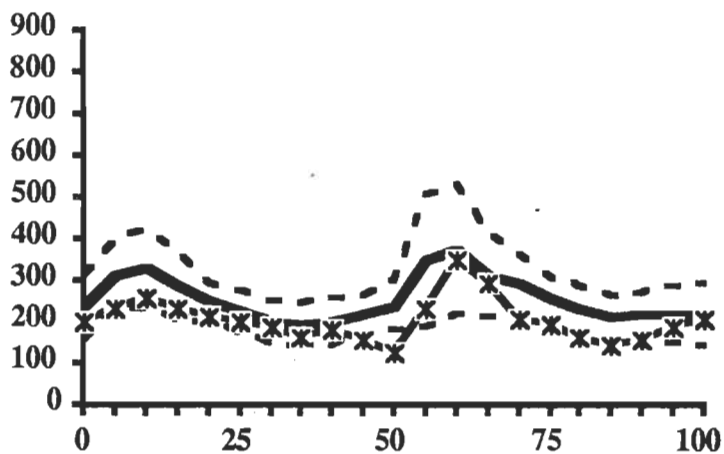
B

C

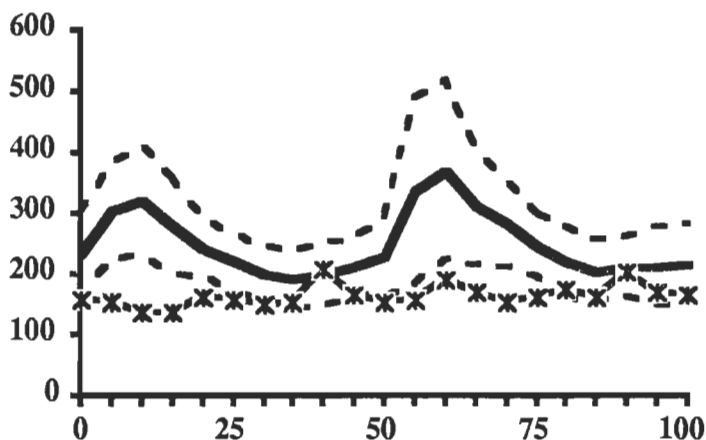
A



B



C



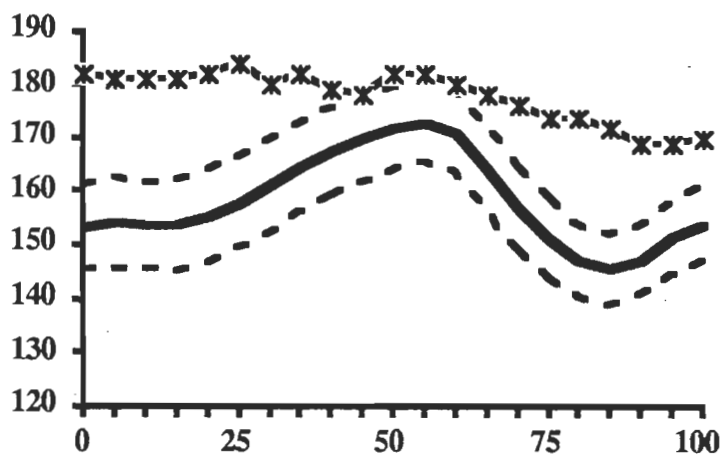
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

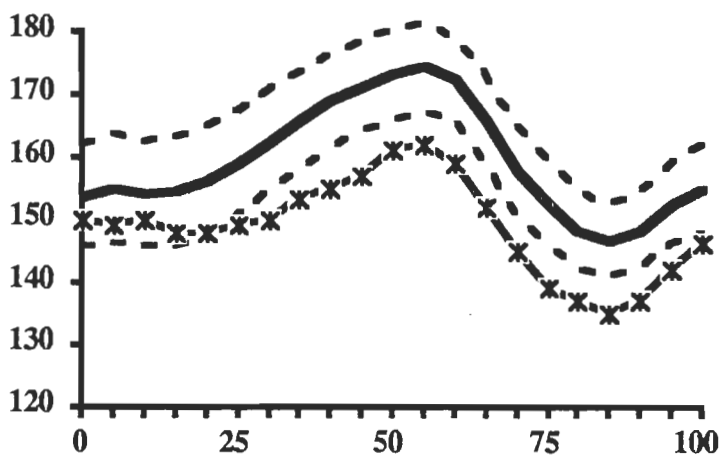
B

C

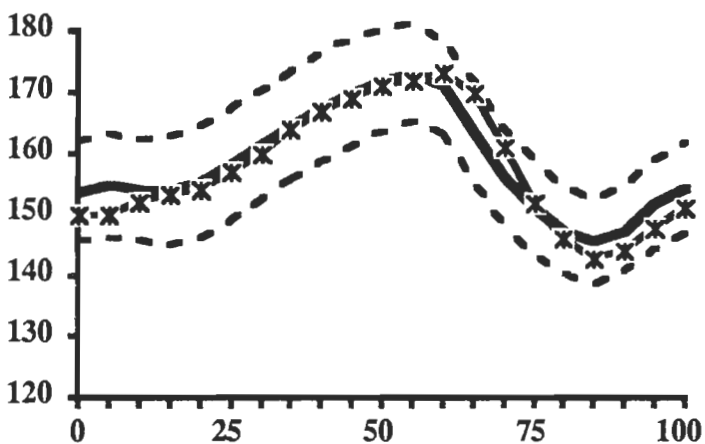
A



B



C



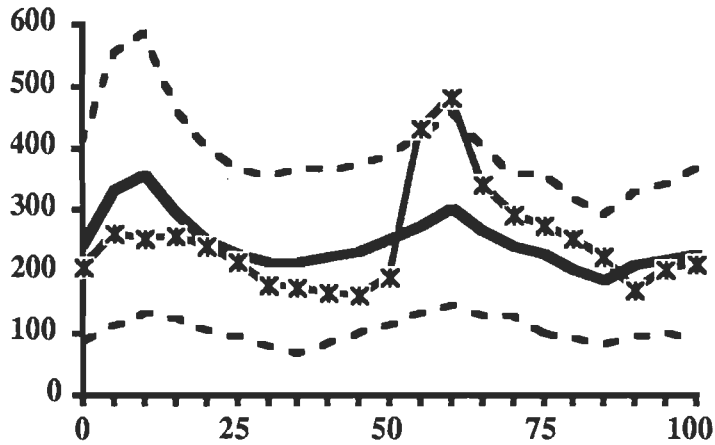
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

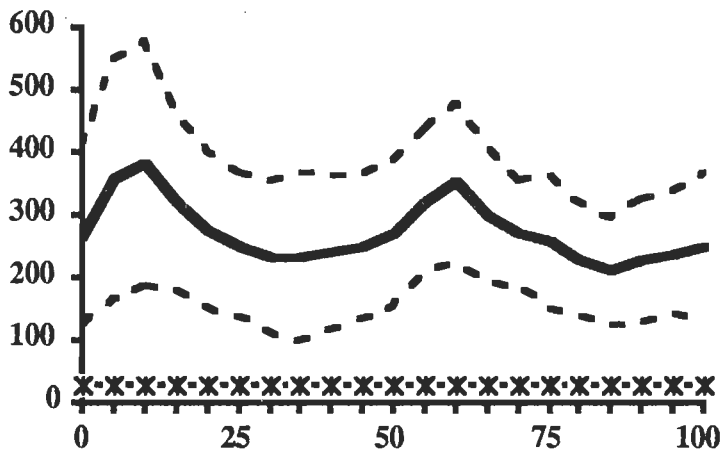
B

C

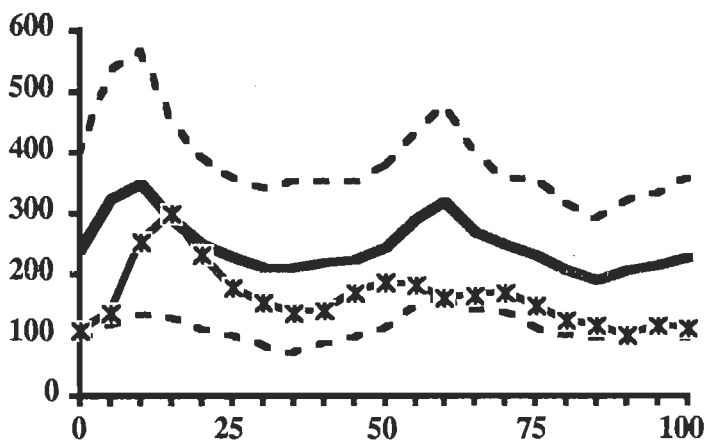
A



B



C



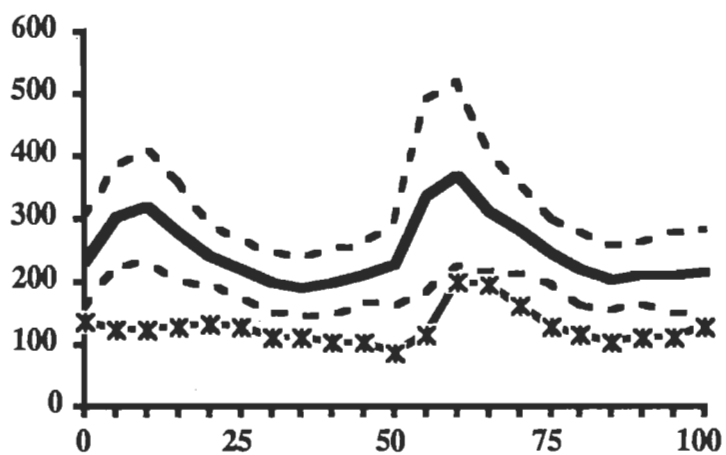
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

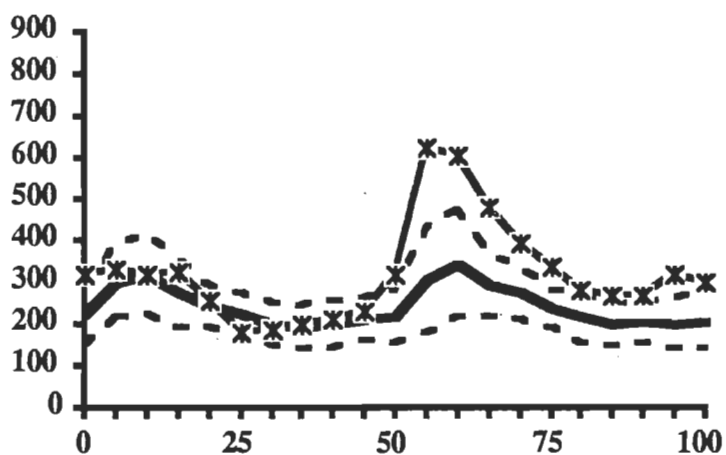
B

C

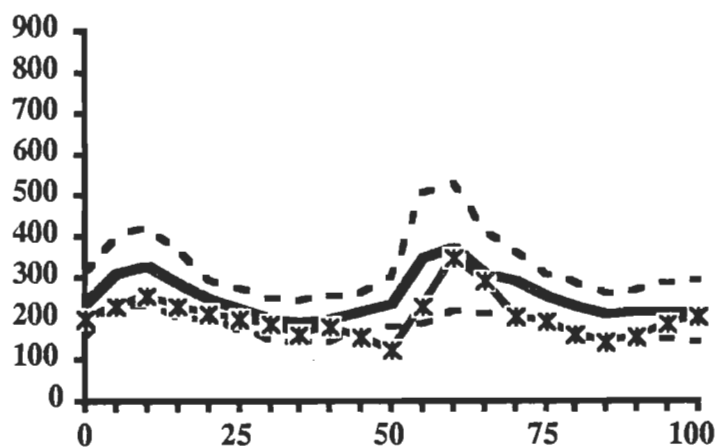
A



B



C



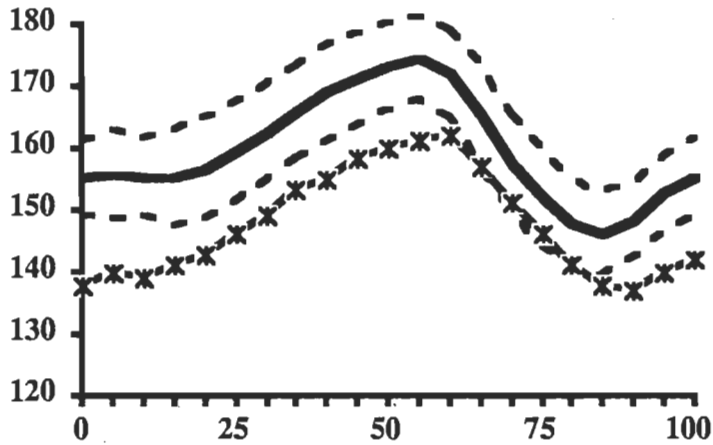
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptomatique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

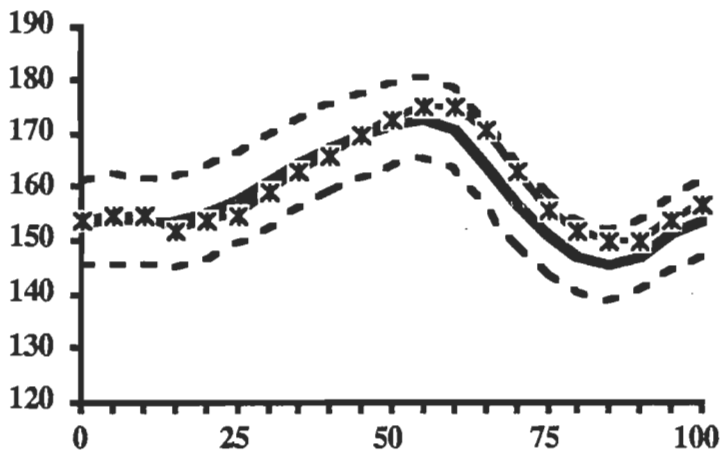
B

C

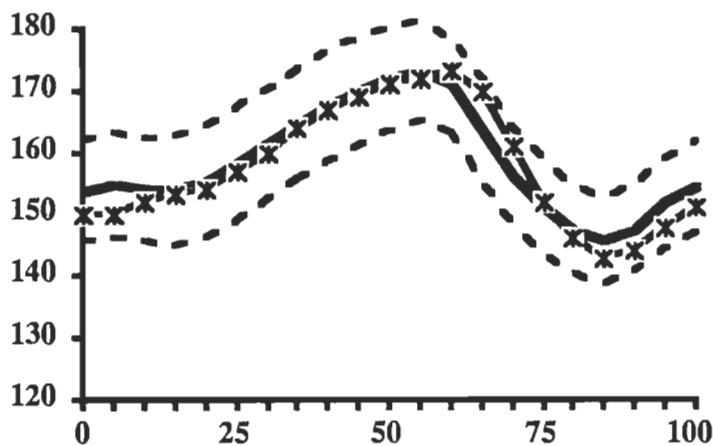
A



B



C



Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

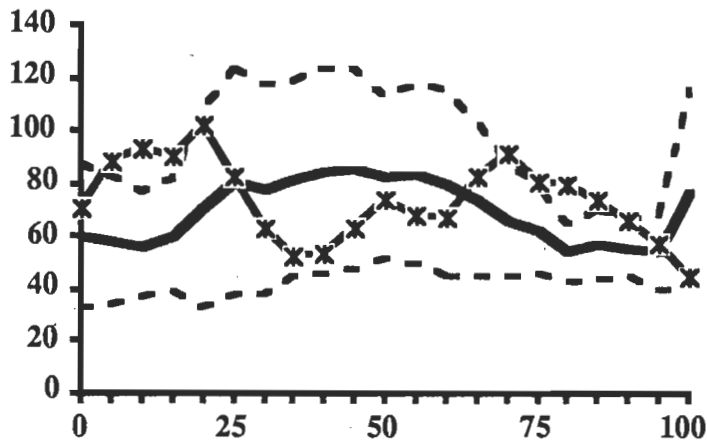
A

B

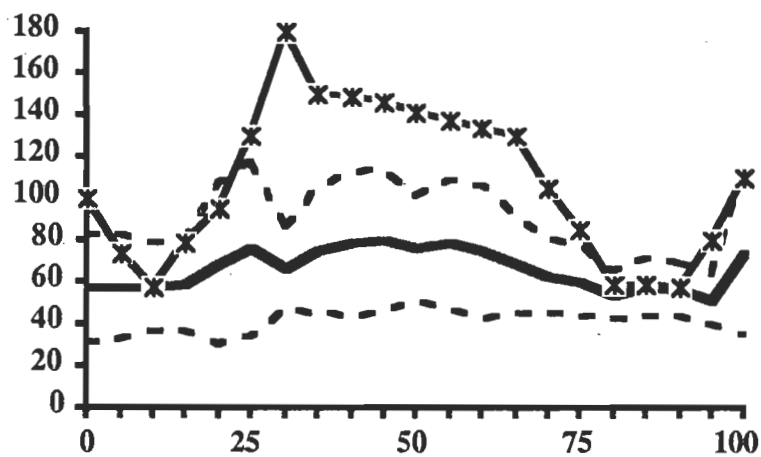
C

FLEXION DU TRONC AVEC UNE MASSE DE 22.7 KG

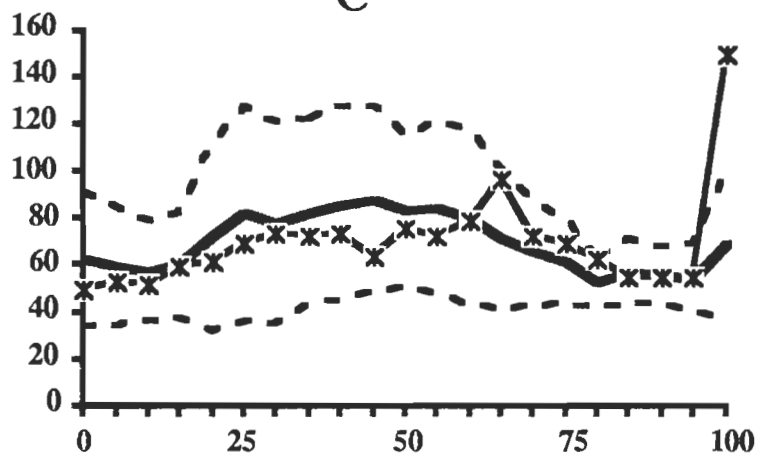
A



B



C



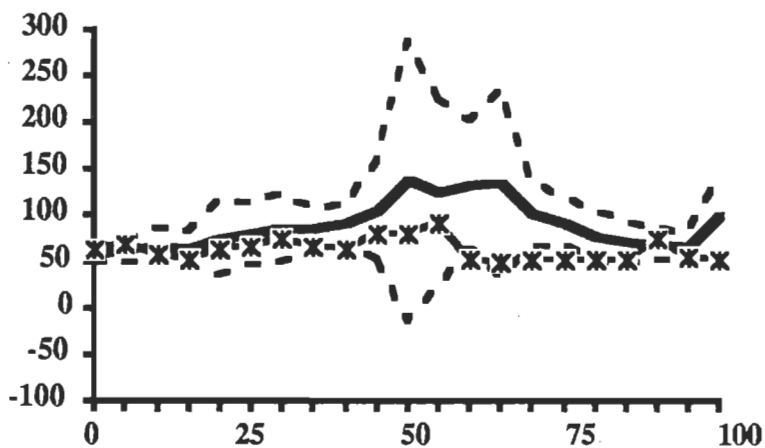
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

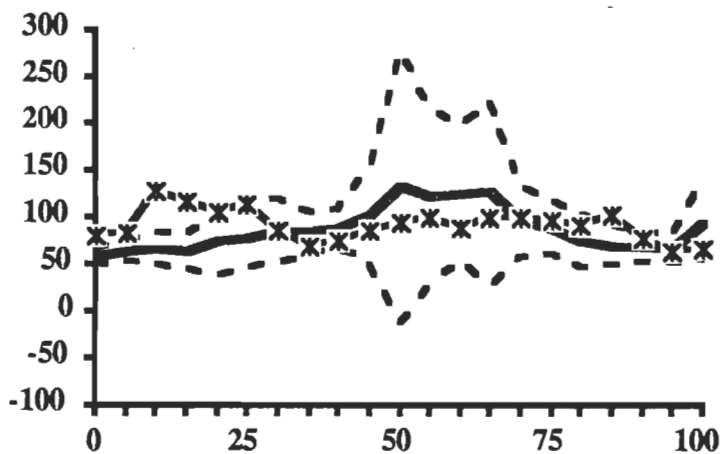
B

C

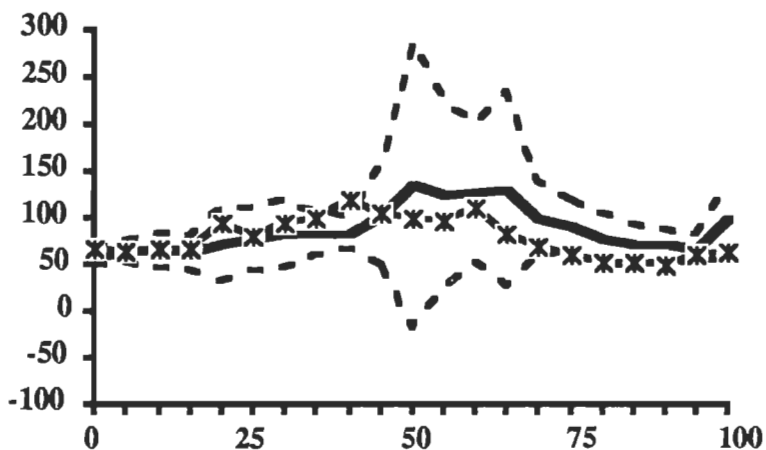
A



B



C



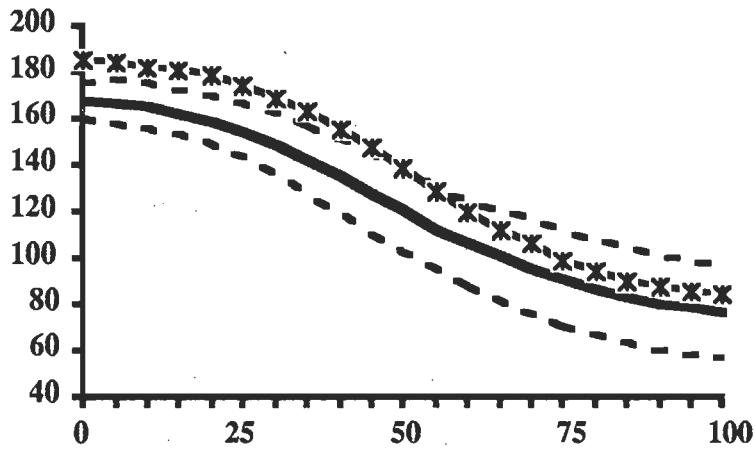
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

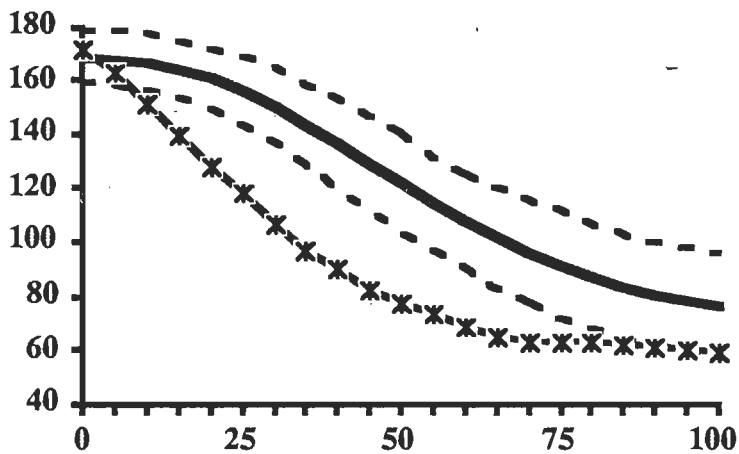
B

C

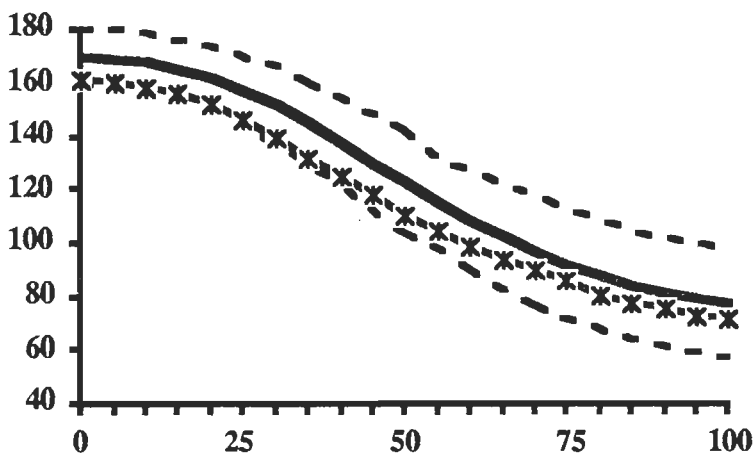
A



B



C



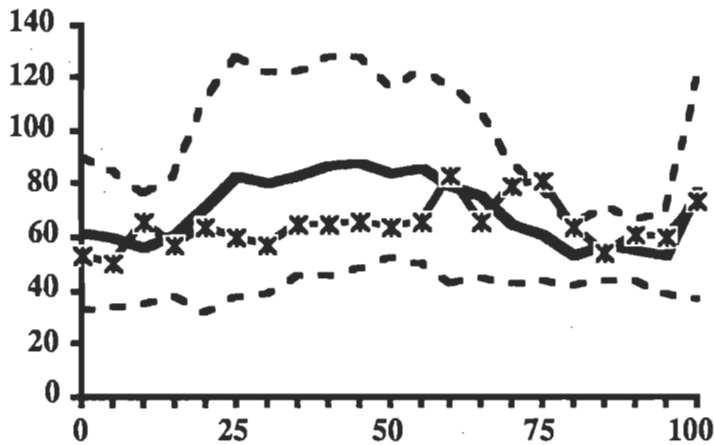
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

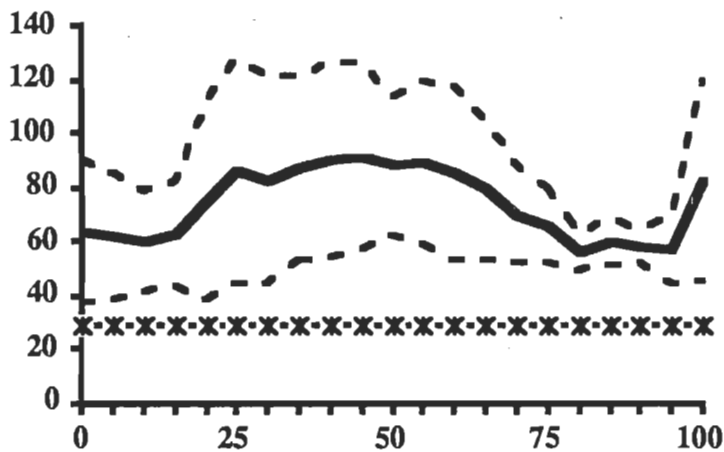
B

C

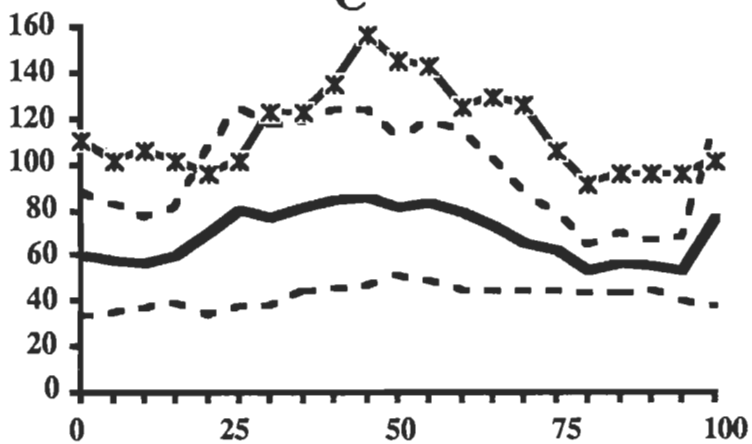
A



B



C



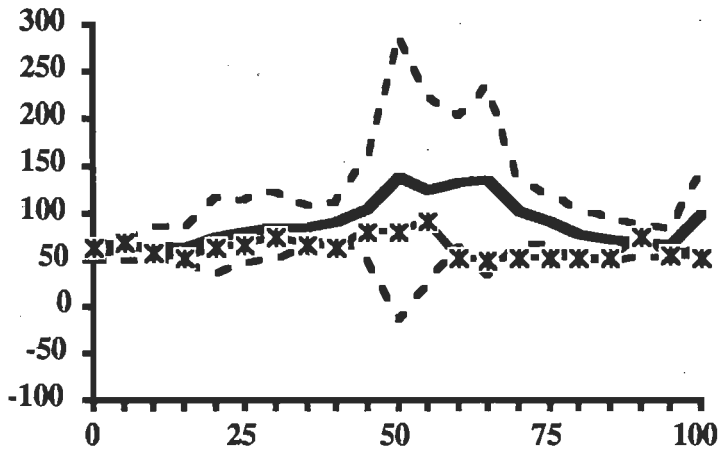
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

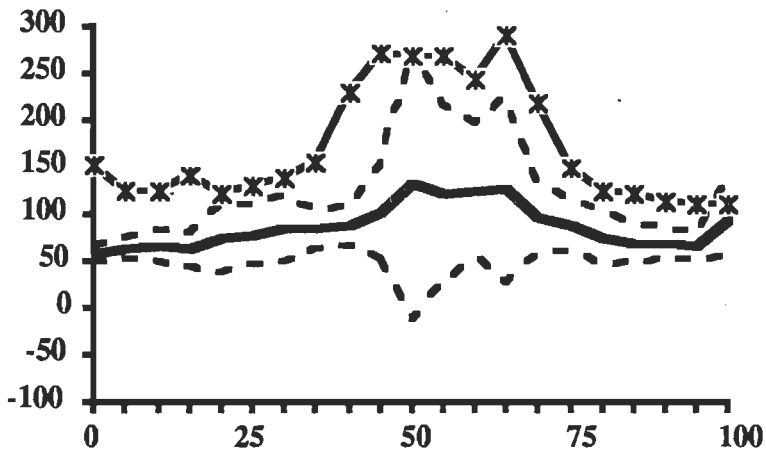
B

C

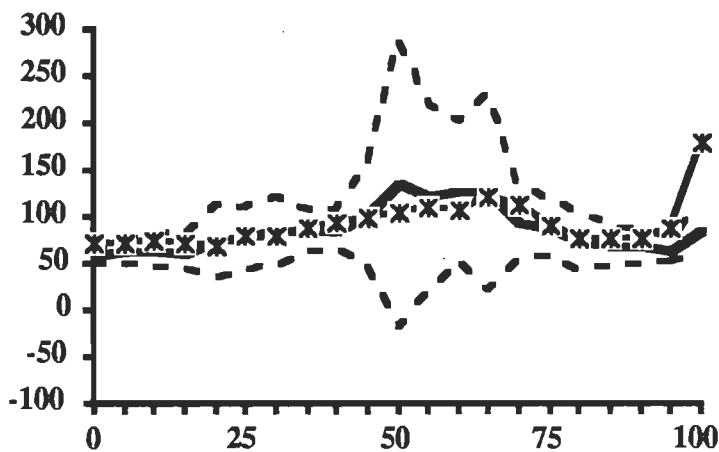
A



B



C



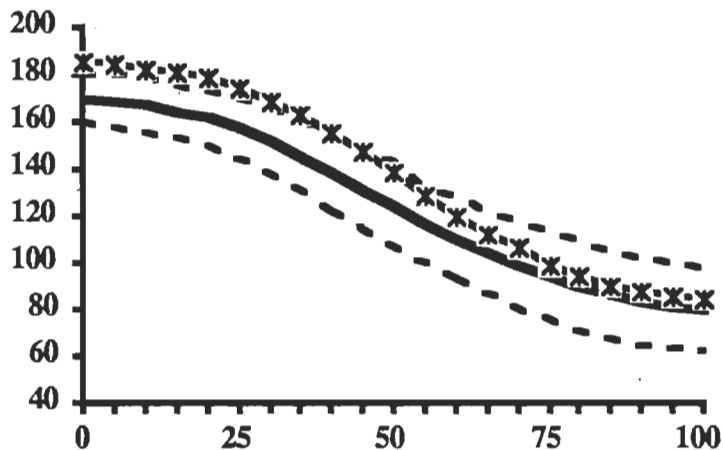
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

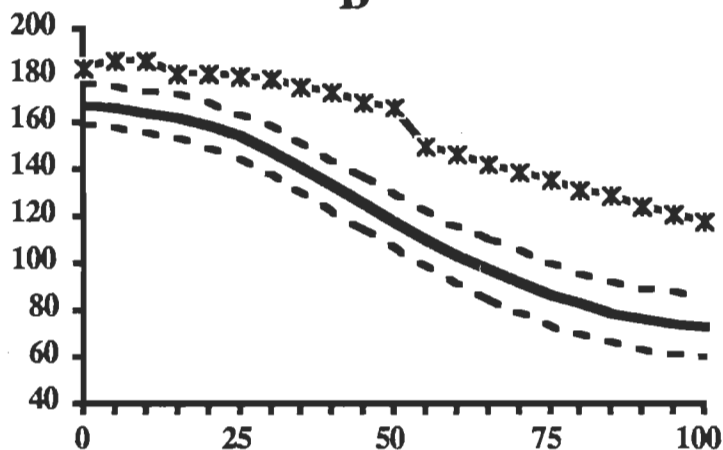
B

C

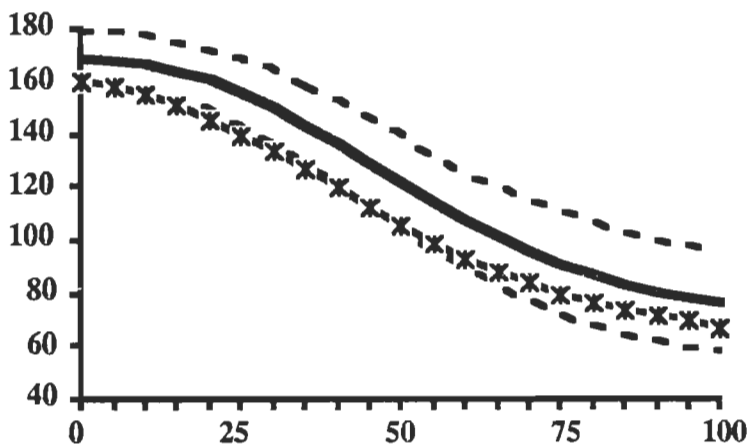
A



B



C



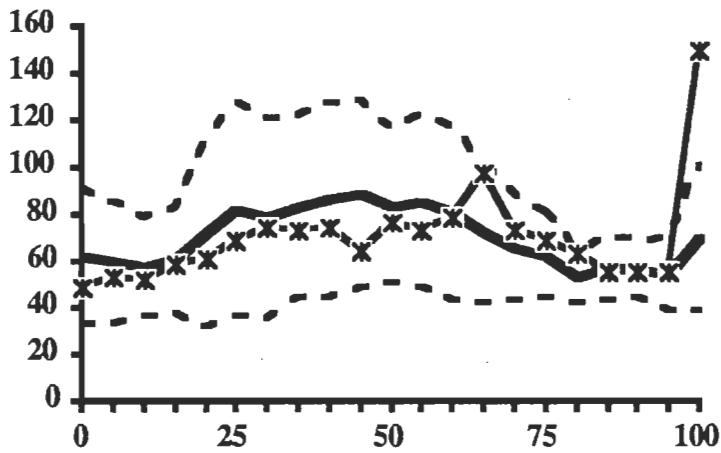
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

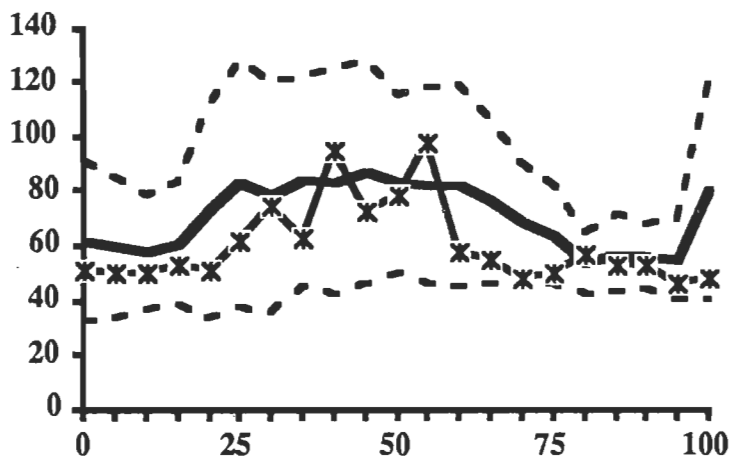
B

C

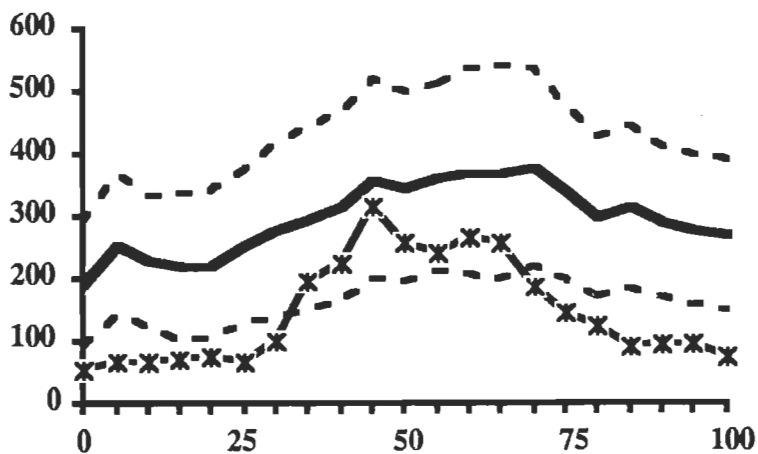
A



B



C



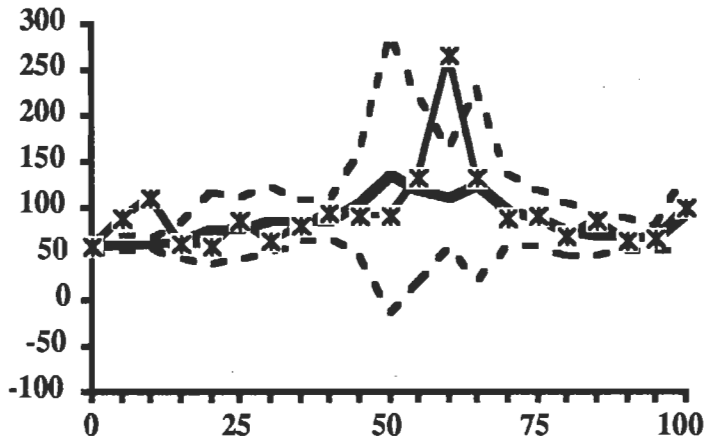
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptomatique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

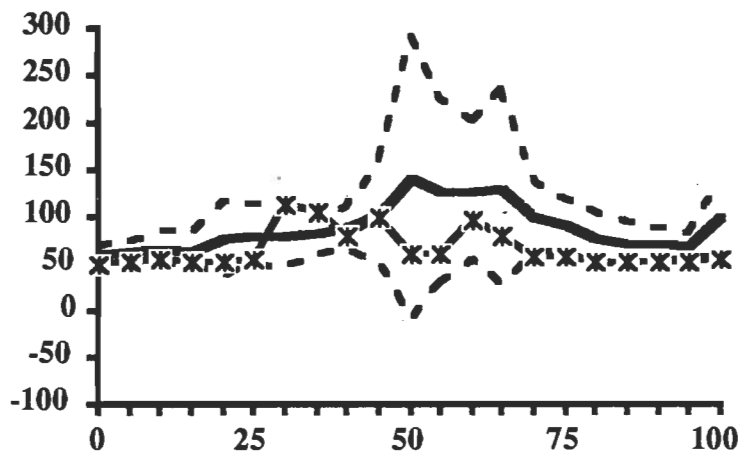
B

C

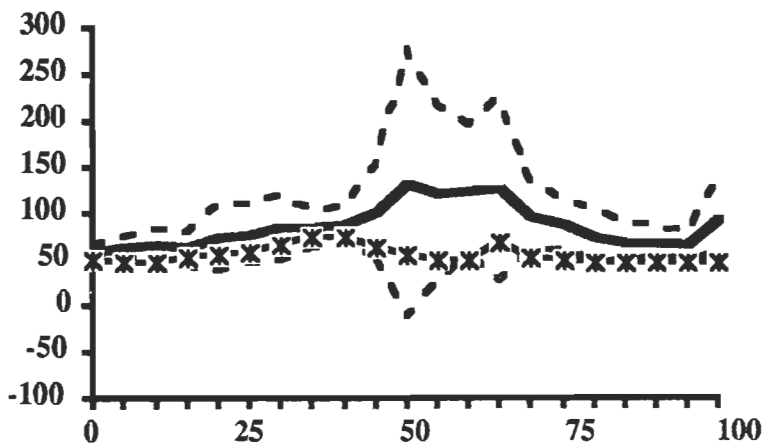
A



B



C



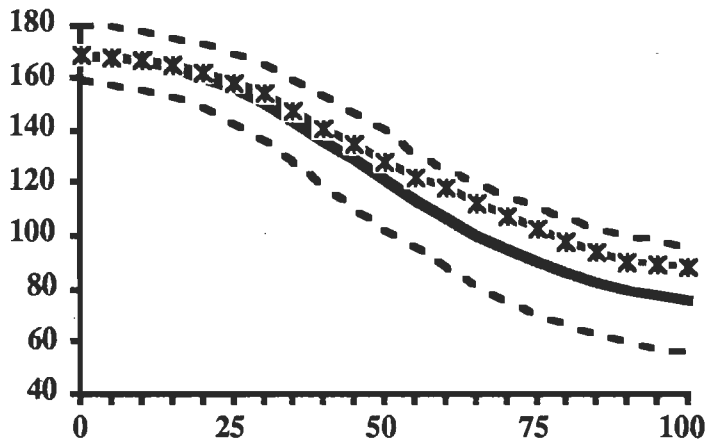
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

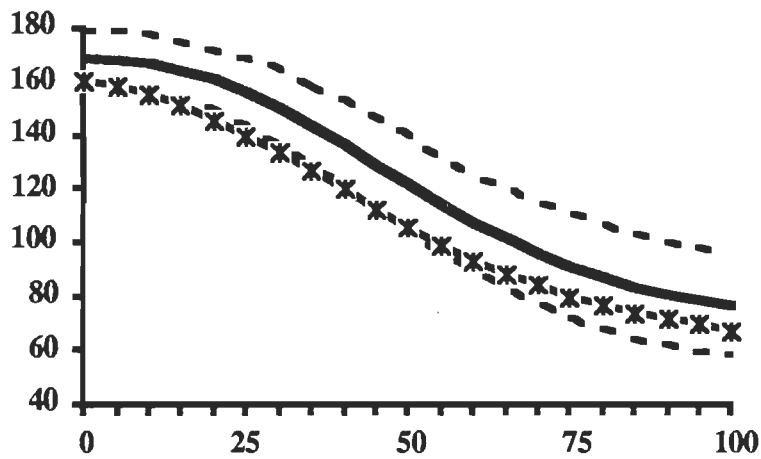
B

C

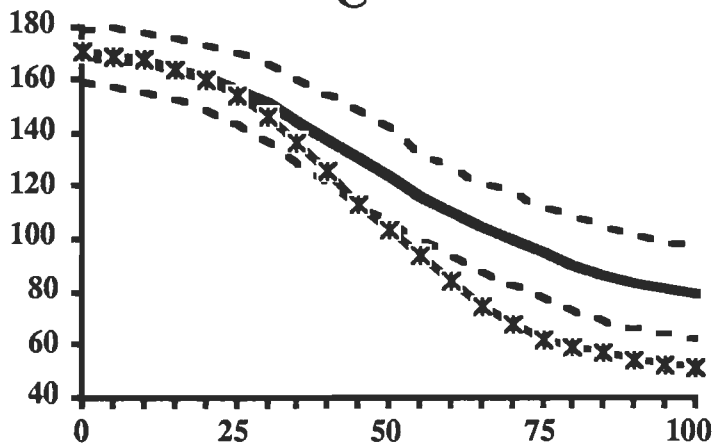
A



B



C



Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

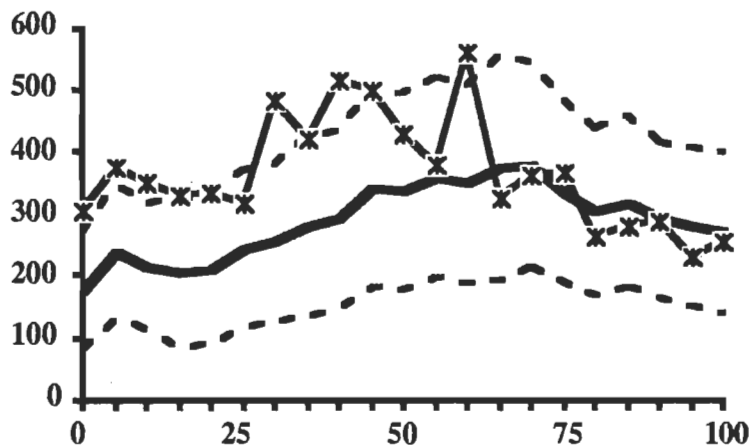
A

B

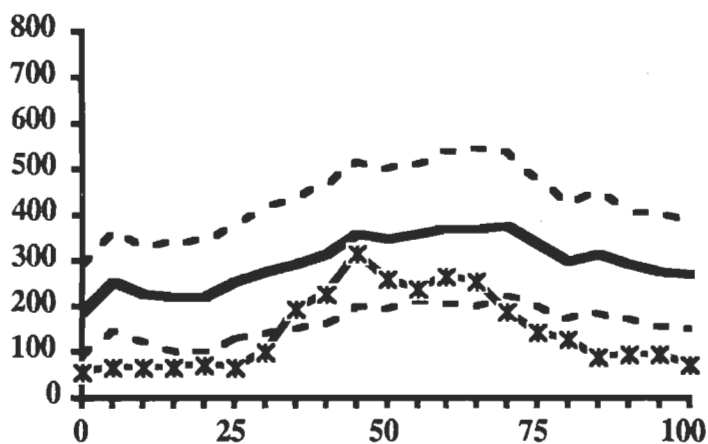
C

EXTENSION DU TRONC AVEC UNE MASSE DE 22.7 KG

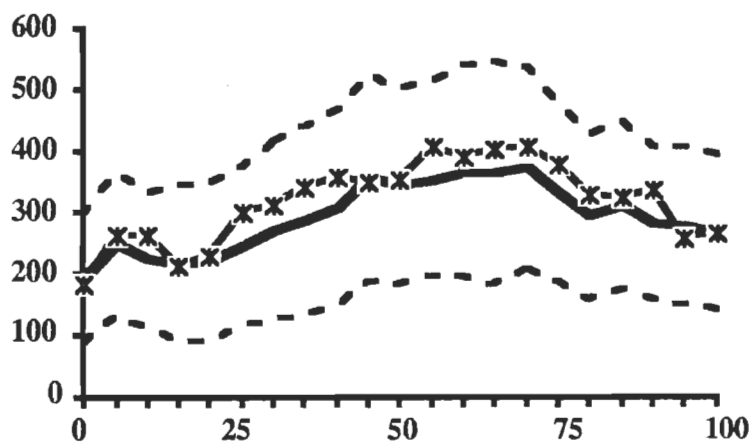
A



B



C



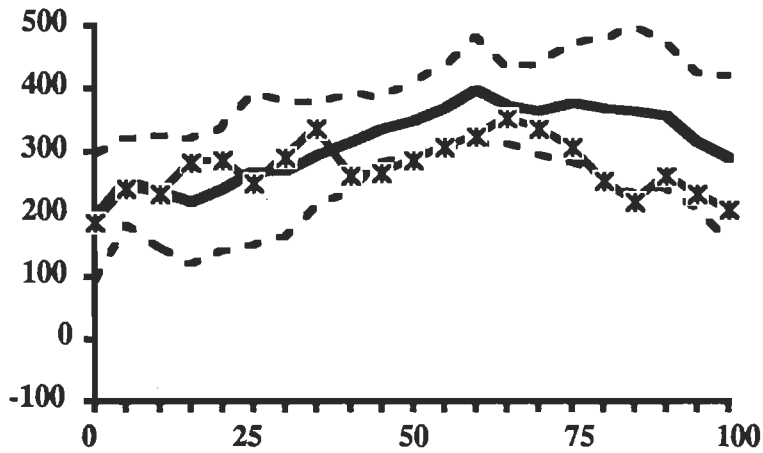
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

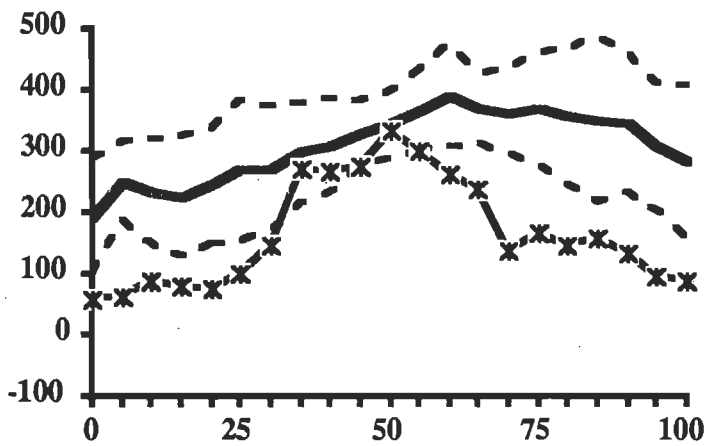
B

C

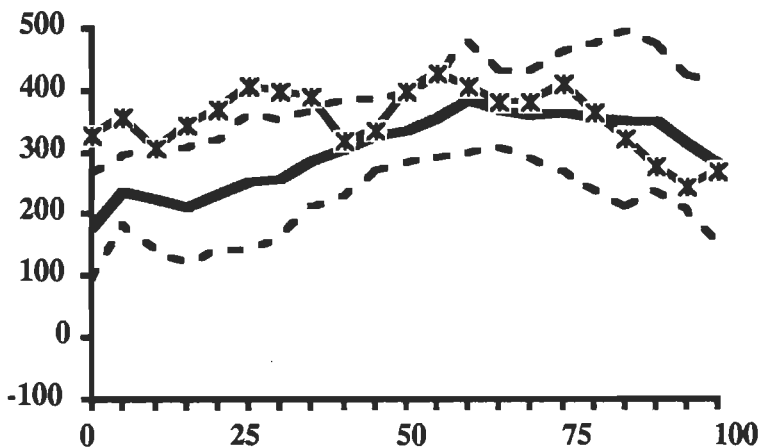
A



B



C



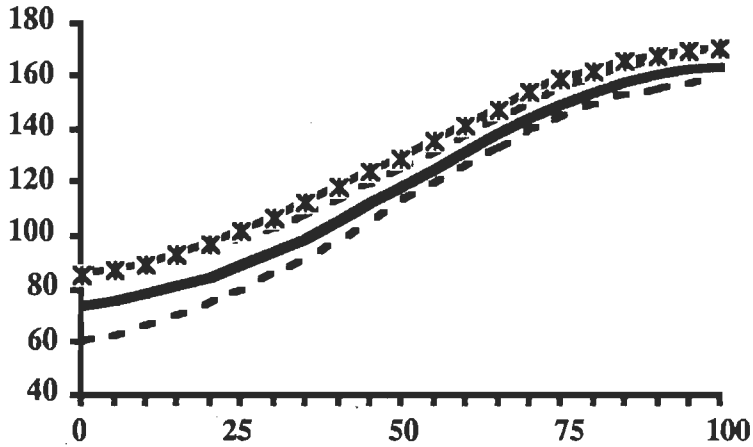
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

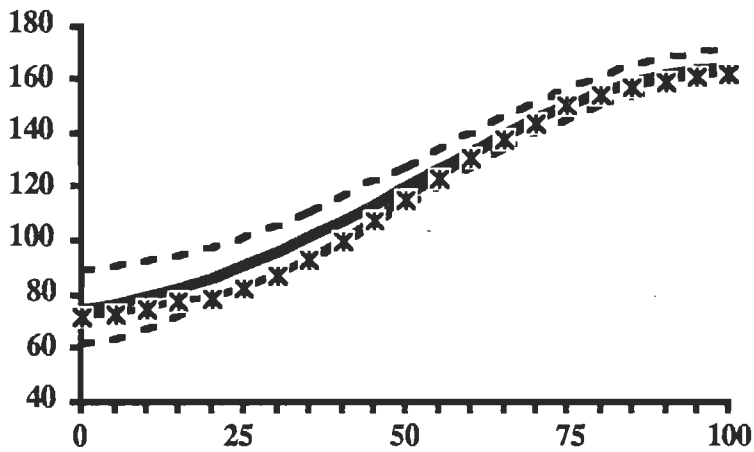
B

C

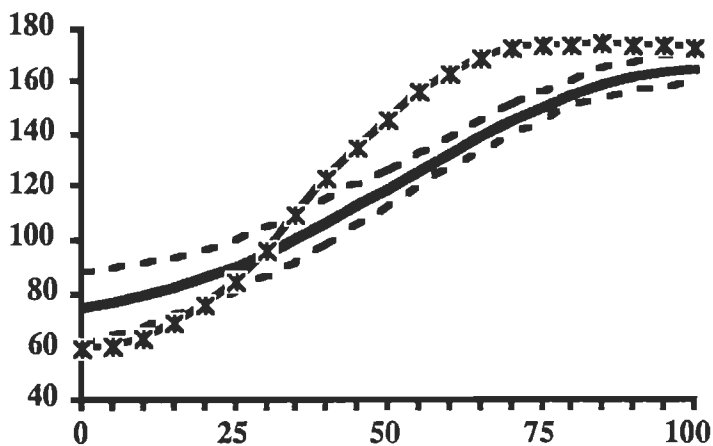
A



B



C



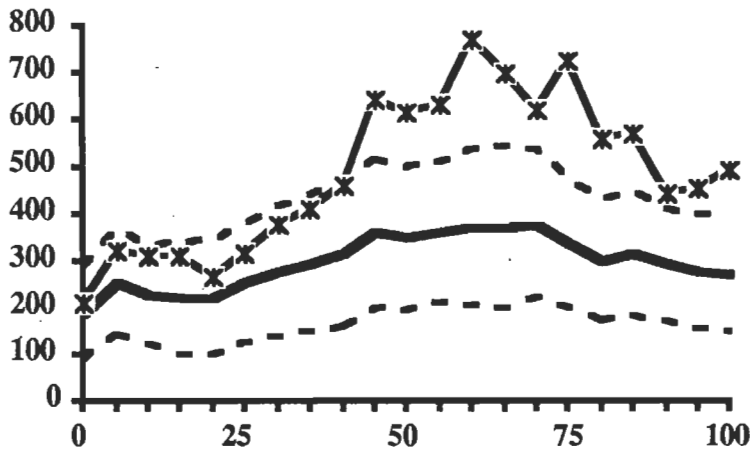
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

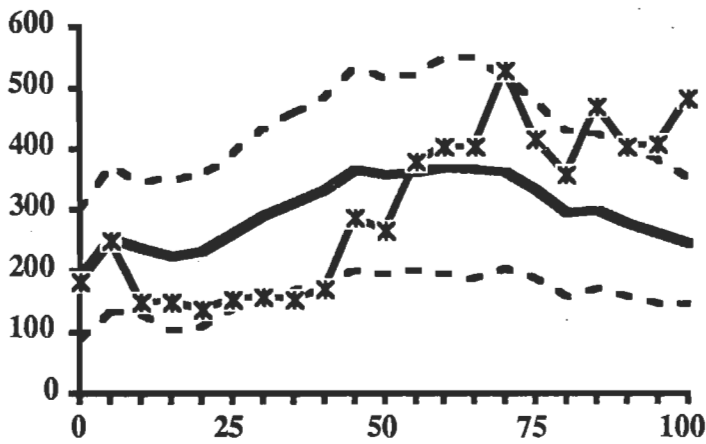
B

C

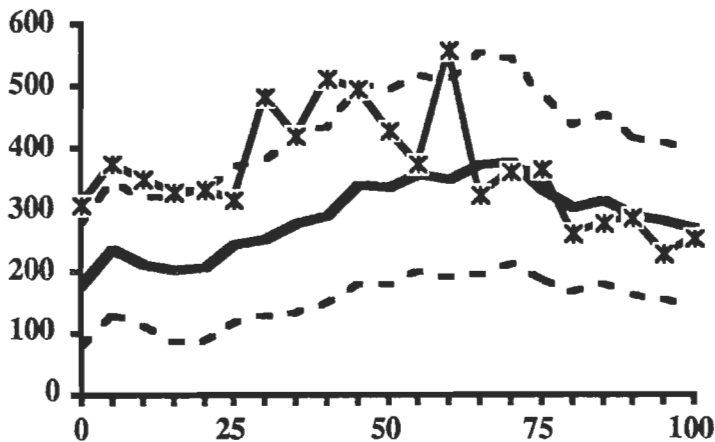
A



B



C



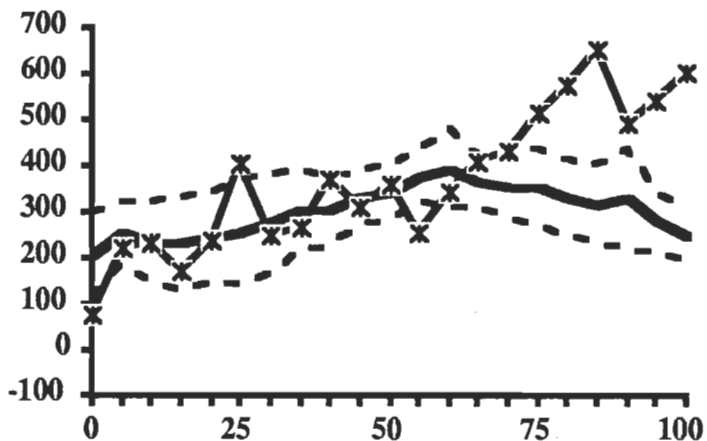
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptomatique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

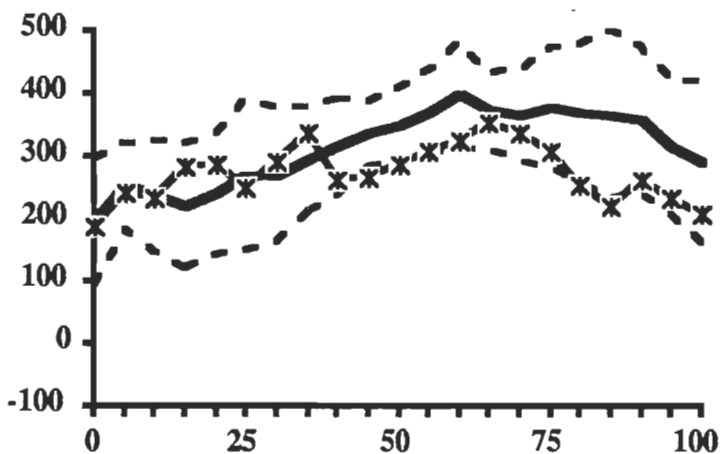
B

C

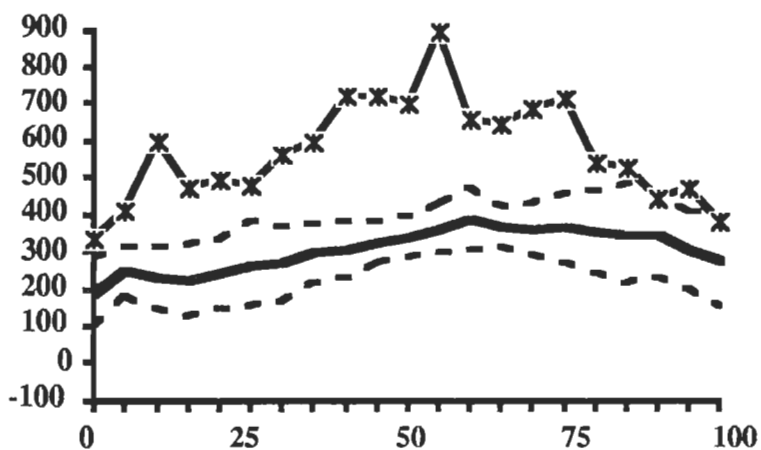
A



B



C



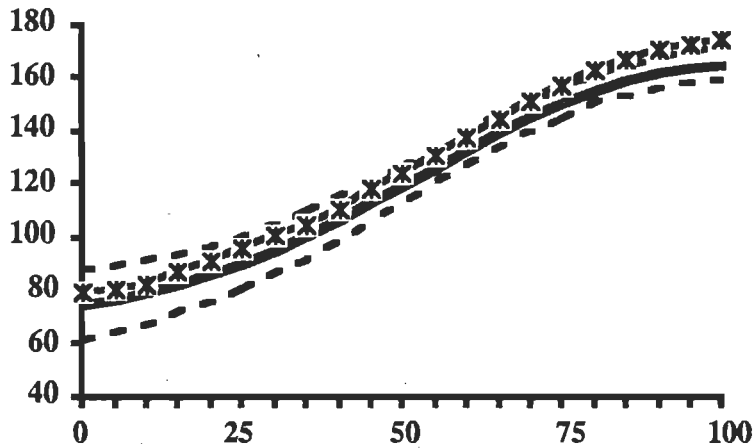
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

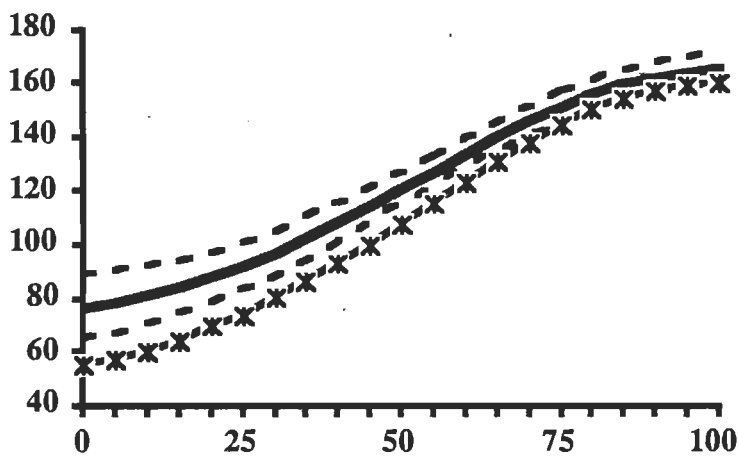
B

C

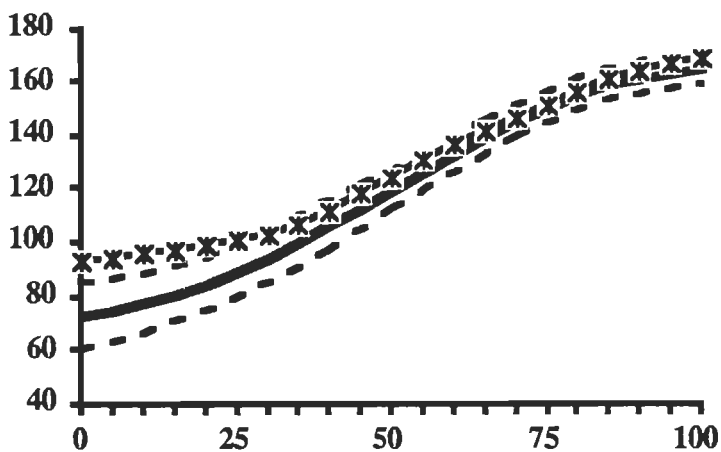
A



B



C



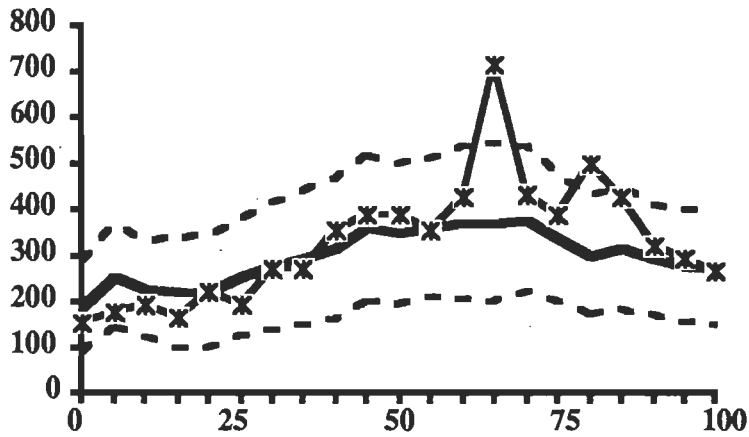
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptomatique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

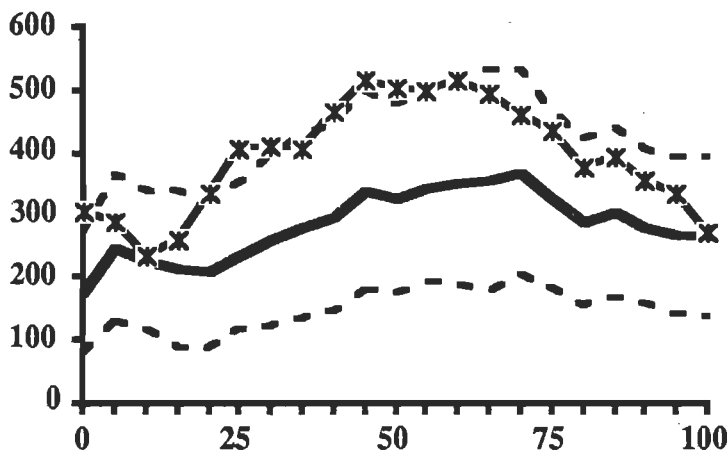
B

C

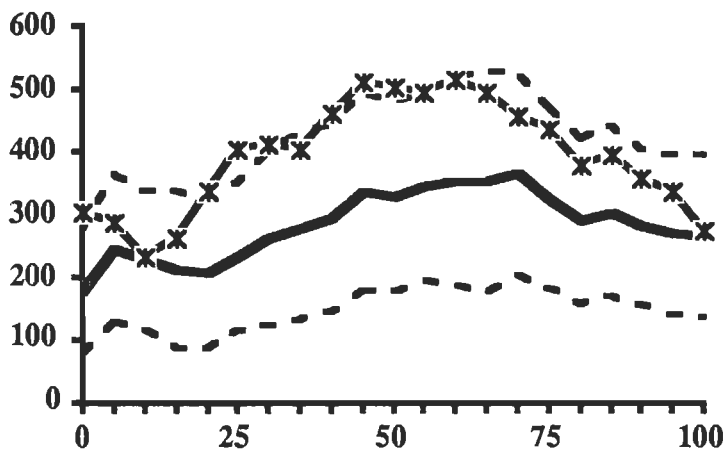
A



B



C



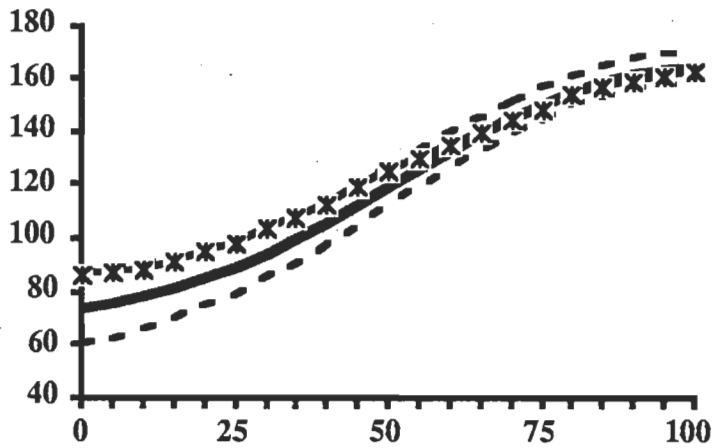
Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptomatique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

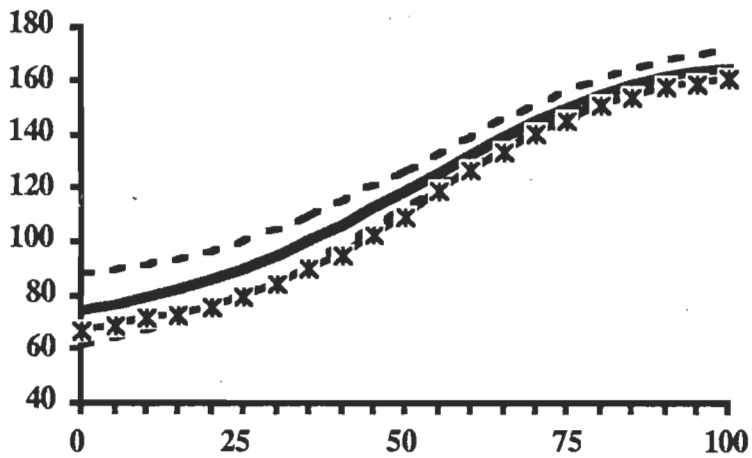
B

C

A



B

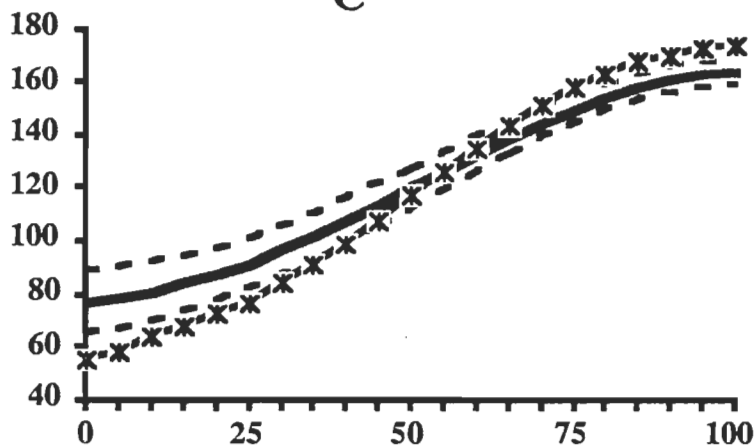


Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptotique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

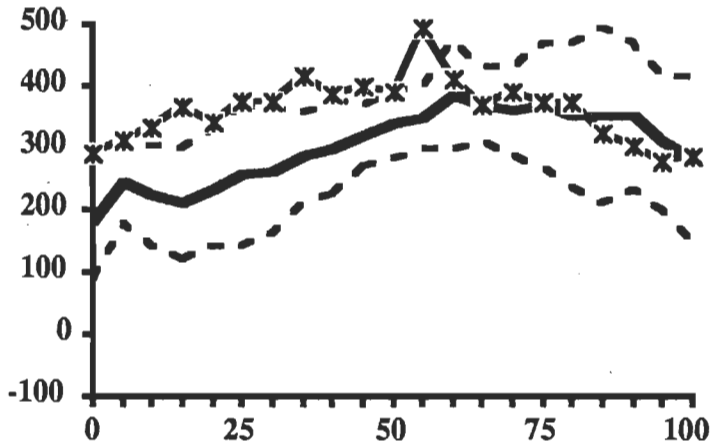
B

C

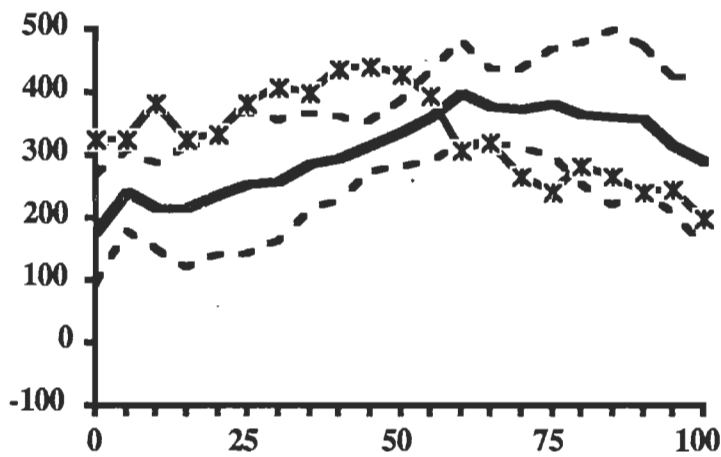


C

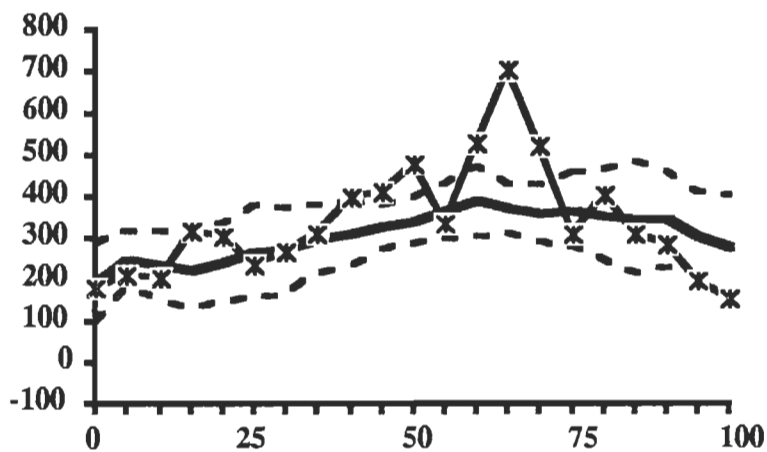
A



B



C



Chacun des graphiques représente un sujet (courbe avec des x) qui est comparé avec une population dite asymptomatique ou normale. Un seul des graphiques comporte un sujet qui est symptomatique ou pathologique, lequel (ENCERCLEZ) ?

A

B

C